



UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS

FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA



EDUARDO CARRILHO
CIRURGIÃO DENTISTA

**"INFLUÊNCIA DA PRESSÃO E TEMPERATURA NO
PROCESSO DE SORÇÃO E PERDA DE ÁGUA EM
RESINA ACRÍLICA POLIMERIZADA POR
ENERGIA DE MICROONDAS."**

Tese apresentada ao Curso de Pós-Graduação
em Clínica Odontológica, área de concentração
Prótese Dental, da Faculdade de Odontologia
de Piracicaba, Universidade Estadual de
Campinas, para a obtenção do Título de
Doutor.

Piracicaba
2000

UNICAMP
BIBLIOTECA CENTRAL
SEÇÃO CIRCULANTE

887607002



UNICAMP

UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS

FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA



EDUARDO CARRILHO

CIRURGIÃO DENTISTA

"INFLUÊNCIA DA PRESSÃO E TEMPERATURA NO PROCESSO DE SORÇÃO E PERDA DE ÁGUA EM RESINA ACRÍLICA POLIMERIZADA POR ENERGIA DE MICROONDAS."

Tese apresentada ao Curso de Pós-Graduação em Clínica Odontológica, área de concentração Prótese Dental, da Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Universidade Estadual de Campinas, para a obtenção do Título de Doutor.

Este exemplar foi devidamente corrigido,
de acordo com a Resolução CPG-036/83
CPG, 05/03/01
Assinatura do Orientador

Orientadora – Prof^ª Dr^ª Célia Marisa Rizzatti Barbosa

Piracicaba

2000

UNIDADE: DC
 N.º CHAMADA: T7 UNICAMP
 C235i
 V. Ex.
 TOMBO BC/ 44358
 PRCC. 16-392/01
 C ☐ D ☒
 PREÇO R\$ 11,00
 DATA 10/05/01
 N.º OPD

CM-00155184-1

Ficha Catalográfica

C235i Carrilho, Eduardo.
 Influência da pressão e temperatura no processo de sorção e perda de água em resina acrílica polimerizada por energia de microondas. / Eduardo Carrilho. – Piracicaba, SP : [s.n.], 2000. xvi, 143p. : il.

Orientadora : Profª Drª Célia Marisa Rizzatti-Barbosa.
 Tese (Doutorado) – Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Odontologia de Piracicaba.

1. Resinas acrílicas. 2. Prótese dentária completa. 3. Polimerização. I. Rizzatti-Barbosa, Célia Marisa. II. Universidade Estadual de Campinas. Faculdade de Odontologia de Piracicaba. III. Título.

Ficha catalográfica elaborada pela Bibliotecária Marilene Girello CRB/8-6159, da Biblioteca da Faculdade de Odontologia de Piracicaba - UNICAMP.



FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA
UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS



A Comissão Julgadora dos trabalhos de Defesa de Tese de DOUTORADO, em sessão pública realizada em 06 de Dezembro de 2000, considerou o candidato EDUARDO CARRILHO aprovado.

1. Profa. Dra. CELIA MARISA RIZZATTI BARBOSA

2. Prof. Dr. HALIM NAGEM FILHO

3. Profa. Dra. HALINE DRUMMOND NAGEM DE ARAGÃO

4. Prof. Dr. SAIDE SARCKIS DOMITTI

5. Prof. Dr. WILKENS AURELIO BUARQUE E SILVA

UNICAMP
BIBLIOTECA CENTRAL
SEÇÃO CIRCULANTE

DEDICATÓRIA

Dedico este trabalho a ***DEUS***. Agradeço pela Vida e por me guiar sempre por um caminho de luz e honestidade.

Aos meus pais, ***EMIDIO*** e ***MARIA REGINA***, exemplos de caráter, de honestidade, simplicidade e agradeço aos ensinamentos que contribuíram para a minha formação como ser humano;

Ao meu irmão ***FERNANDO***, que acreditou e torceu, sempre incentivando a realização deste trabalho;

À minha noiva ***SHEILA***, por quem tenho admiração, amor, carinho e com quem posso contar em todos os momentos alegres ou não, por ajudar-me a alcançar os objetivos, ao meu lado, na vida.

"Antes de poder vencer, tende crer que é digno disso."

MIKE DITKA

AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

À Prof.^a Dr.^a Célia Marisa Rizzatti Barbosa, Professora da Área de Prótese Parcial Removível da Faculdade de Odontologia de Piracicaba – Unicamp, minha orientadora, pela compreensão, pela determinação e pela confiança em mim depositada para a realização deste trabalho.

"Feliz aquele que transfere o que sabe e aprende o que ensina!"

Cora Coralina

AGRADECIMENTOS

À Universidade Estadual de Campinas – Unicamp, na pessoa do Magnífico Reitor *Hermano M. F. Tavares*.

À Faculdade de Odontologia de Piracicaba - Unicamp, na pessoa do Diretor *Prof. Dr. Antonio Wilson Sallum*.

À *Prof^a. Dr.^a Altair Antoninha Del Bel Cury*, coordenadora dos Cursos de Pós-graduação da FOP – Unicamp, pela atenção e incentivo.

À *Prof^a. Dr.^a Brenda Paula Figueiredo A. Gomes*, coordenadora do Curso de Clínica Odontológica da FOP – Unicamp, pela atenção.

Ao *Prof. Antonio Vicente Fernandes*, Diretor da Faculdade de Ciências Odontológicas da Unimar, pelo constante apoio e incentivo.

À *Prof^a Heloísa Modena Ferreira da Costa*, Vice-Diretora e Chefe da Disciplina de Clínica Integrada da Unimar, pela compreensão.

Aos colegas de pesquisa do Laboratório de Prótese Parcial Removível, FOP – Unicamp, *Eduardo Rocha, Glauco Zanneti, José Antonio Nunes de Mello, Paulo Nadin, Rodrigo Rached, Solimar Ganzarolli*, pelo grande companheirismo e solidariedade em todos os momentos.

Ao *Sr. Jorge Fukui*, pela confecção dos suportes metálico para as amostras.

A *Sra. Carmen Lázara Ricardo Domingos Barea*, pela grande ajuda na digitação deste trabalho.

E a todos que, direta ou indiretamente, contribuíram para a realização deste trabalho.

Meus sinceros agradecimentos.

SUMÁRIO

SUMÁRIO

RESUMO.....	01
ABSTRACT.....	05
1. INTRODUÇÃO.....	09
2. REVISÃO DE LITERATURA.....	15
2.1 . Histórico.....	17
2.2 . Sorção de Água.....	22
2.3 . Resina polimerizada por energia de microondas.....	38
2.4 . Dinâmica da sorção de água.....	50
3. PROPOSIÇÃO.....	53
4. METODOLOGIA.....	57
4.1 . Materiais.....	59
4.2 . Métodos.....	62
4.3 . Análise Estatística.....	73
5. RESULTADOS.....	77
6. DISCUSSÃO.....	89
7. CONCLUSÃO.....	99
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	103
ANEXOS.....	119

RESUMO

UNICAMP

WORLDWIDE CLASS

1.000.000.000

RESUMO

O objetivo do presente trabalho foi verificar a influência da pressão e da temperatura sobre o índice de sorção e perda de água em amostras de resina termopolimerizável, processadas por energia de microondas à 500W durante três minutos, quando comparadas ao método de banho de água à $73 \pm 1^\circ\text{C}$, por nove horas. Para tanto, foram confeccionadas 80 amostras, de acordo com a especificação n.º 12 da *American Dental Association*, reunidas em oito grupos (GI, GII, GIII, GIV, GV, GVI, GVII e GVIII), com 10 repetições cada. Os grupos GI a GIV (*grupo controle*) continham as amostras processadas por banho de água, enquanto os grupos GV a GVIII continham as processadas por energia de microondas. A seguir, *todos* eles foram submetidos a dois tipos de tratamento de sorção de água: os GI, GIII, GV e GVII, ao de imersão em água destilada, pressão ambiente, temperatura de 37°C , por 30 dias; os GII, GIV, GVI e GVIII, ao de imersão em água destilada, pressão de 40 Lbs., temperatura de 90°C , por 60 minutos. Já no terceiro momento - teste de perda de água, os grupos foram assim divididos: os GI, GII, GV e GVI foram submetidos à pressão ambiente, temperatura de 37°C e mantidos em estufa seca; os GIII, GIV, GVII e GVIII, à pressão ambiente, temperatura de 37°C e mantidos, dentro de um recipiente com água destilada, em estufa seca. Os resultados obtidos ao fim dos experimentos de (a) sorção de água e de (b) perda de água foram analisados estatisticamente pelo *Teste t de Student* e permitiram as respectivas seguintes constatações: a) da mesma forma que as do *grupo controle*, as amostras (GV, GVI, GVII e GVIII) polimerizadas por energia de microondas sorveram água. Deve-se ressaltar que, quando da análise e levando-se em conta o tipo de polimerização em relação ao tipo de

sorção, não foi notada diferença significativa; b) quando analisados os resultados do teste de perda de água, as amostras (GIII, GIV, GVII e GVIII) mantidas em estufa seca, porém dentro de um recipiente com água destilada, continuaram ganhando peso. Tais constatações ensejam concluir que as amostras polimerizadas por energia de microondas terão uma sorção total e organizada quando submetidas a uma pressão de 40 Lbs. (teste de sorção) e mantidas em água destilada à 37°C (teste de perda de água).

Palavras-chave: Resina acrílica, Microondas, Sorção de água, Perda de água.

ABSTRACT

ABSTRACT

The aim of the present work was verify the influence of the pressure and temperature on the index of the sorption and desorption of acrylic resin cured by energy of microwaves at 500W for 3 minutes and compared to the method of water bathing for $73 \pm 1^{\circ}\text{C}$ for 9 hours. Eighty samples were made in agreement with the specification n.º 12 of *Dental American Association*. The samples were joined in 8 groups (GI, GII, GIII, GIV, GV, GVI, GVII and GVIII) with 10 repetitions each one. The groups I to IV was cured by water bathing and the groups V to VIII were cured by microwaves energy, they were still divided with the following treatments of water sorption: (GI, GIII, GV and GVII) immersion in water, pressure sets, temperature of 37°C for 30 days; (GII, GIV, GVI and GVIII) immersion in water, pressure of 40 Lbs., temperature of 90°C for 60 minutes. After this period the groups were submitted to the sorption test described by the specification n.º 12 of *A. D. A.*. For the desorption test the groups were divided in: (GI, GII, GV and GVI) pressure sets, temperature of 37°C and inside dry heater; (GIII, GIV, GVII and GVIII) pressure sets, temperature of 37°C and inside the water in dry heater. The results were statistically analized by “t” test and when analized they allowed to conclude that the resins that were submitted to the sorption test gained water and consequently weight increasing, and the samples that were submitted to the pressure increase, temperature, whose desorption occured inside the water, had their weight stabilized with no alterations.

Keywords: acrylic resin, microwaves, water sorption, water desorption.

1. INTRODUÇÃO

1. INTRODUÇÃO

Muito se tem feito para o avanço da odontologia, principalmente quanto à recuperação da função mastigatória e substituição de dentes perdidos. Essa retificação se deve, em parte, ao uso de próteses removíveis totais e parciais, confeccionadas com o poli(metilmetacrilato) que, desde 1937, tem sido o material mais utilizado para esse fim, contribuindo para o grande avanço da técnica.

As resinas acrílicas apresentam propriedades físicas que as tornam mais aceitáveis e permitem o seu uso na confecção de próteses. Segundo **PHILLIPS⁴⁹ (1984)**, a resina odontológica ideal deve apresentar-se compatível com os tecidos bucais, ser impermeável aos fluidos bucais, possuir estabilidade dimensional durante as fases de confecção e uso e não sofrer alteração, tanto na cor quanto na aparência, quando polimerizada.

Após o surgimento do metilmetacrilato, muitas outras resinas passam a ser encontradas no mercado, cada qual com particularidades diferentes. Propriedades físicas, como sorção de água, estabilidade dimensional, solubilidade, resistência transversa e porosidade, entre outras, têm sido alvo de estudos desde então. (**BARBER⁷, 1934; SCHOONOVER & SWEENEY⁵⁹, 1938; KIMBAL³⁴, 1938; SWEENEY⁶⁷, 1939; TAYLOR⁷⁰, 1941; SKINNER & COOPER⁶³, 1943; SKINNER⁶¹, 1949; McCRAKEN⁴², 1952).**

As resinas acrílicas possuem a propriedade de sorver água, quando imersas durante certo período de tempo, por causa da polaridade dos seus polímeros e do fenômeno de difusão (**SKINNER⁶¹, 1949**) – o que

poderia promover uma melhor adaptação das próteses totais à mucosa oral (RIZZATTI-BARBOSA⁵⁵, 1995; NADIN⁴⁴, 1999).

Esse processo de sorção de água ocorre entre as macromoléculas das resinas que são ligeiramente forçadas a se afastarem, aliviando as tensões promovidas durante o processo de polimerização (PHILLIPS⁴⁹, 1984).

Os estudos sobre sorção de água pelas resinas acrílicas tiveram início em 1942, quando SWEENEY⁶⁸ *et.al.*, investigando tal propriedade naquelas resinas em relação ao Vulcanite, verificaram ter ocorrido um aumento volumétrico das próteses de metilmetacrilato que ficaram imersas na água (PEYTON & MANN⁴⁸, 1942; SKINNER & COOPER⁶³, 1943).

HARMAN²⁹ (1949) observou que as resinas polimerizadas e colocadas em água apresentavam aumento de peso, mas que, ao serem colocadas em um dessecador, não apenas perderam peso mas se alteraram dimensionalmente.

Observa-se que as resinas acrílicas sorvem água como outros materiais e que este fenômeno está acompanhado de alterações dimensionais, BRADEN¹² (1964), afirma que a cinética de sorção de água pelas resinas obedece às leis matemáticas de difusão, cujo tempo pode ser previsto. Após 30 dias de imersão em água, a retenção de uma base de prótese total tenderá a aumentar em função dessa sorção, permanecendo constante após este período (SKINNER & COOPER⁶³, 1943; SKINNER⁶¹, 1949; SKINNER & CHUNG⁶², 1951; BEVAN¹⁰ *et. al.*, 1969; FRAGA²⁵, 1998; GOTUSSO²⁷ *et. al.*, 1969; JAGGER & HUGGET³³, 1990; RIZZATTI-BARBOSA⁵⁵, 1995).

Trabalhos em outras áreas, como na de engenharia de solos, por exemplo, relataram que pode existir uma proporção direta entre absorção de

água, temperatura e pressão a que é submetido o corpo de prova, quando esse estiver imerso em ambiente fluido (**VARGAS⁷², 1977**).

A associação dessas variáveis poderia proporcionar uma quantidade adequada de sorção de água à resina polimerizada, de maneira a propiciar maior retentividade à prótese, num período de tempo muito menor do que 30 dias. Com esse objetivo, **FRAGA²⁵ (1998)** verificou o índice de absorção de água de resina acrílica em temperaturas, tempos e pressões diferentes. Na literatura, contudo, não foram encontrados trabalhos de pesquisa, analisando não apenas a sorção de água por um período de tempo, mas, também, verificando se a sorção teria sido superficial ou profunda.

2. REVISÃO DA LITERATURA

2. REVISÃO DA LITERATURA

2.1 - HISTÓRICO

Antes de 1936, diferentes materiais foram usados para a confecção de próteses, tendo sido a borracha vulcanizada (Vulcanite) a mais utilizada e de maior sucesso durante 75 anos. Após esta data, surgiram no mercado americano as primeiras resinas acrílicas para uso odontológico.

BARBER⁷ (1934), através de estudos similares aos da engenharia, propôs alguns testes para melhor controle dos materiais utilizados em odontologia, antes mesmo de serem disponibilizados para esse uso. O primeiro teste proposto pelo autor foi o de tensão, através de uma máquina de teste Amsler, e o de alongamento, através do extensômetro utilizado por **TAYLOR, PAFFENBARGER e SWEENEY**, em seus estudos no ano de 1932. Outros testes foram propostos, tais como curva de estresse, módulo de elasticidade, teste de impacto, dureza de superfície e coeficiente de expansão térmica.

SCHOONOVER & SWEENEY⁵⁹ (1938) estudaram algumas propriedades de dois tipos de resinas utilizadas para confecção de próteses. O experimento demonstrou um número de fatores inerentes ao processamento das resinas que podem afetar seriamente a prótese final. De acordo com os autores, em muitos casos o fracasso não é inerente ao material mas, sim, à falta de informação do fabricante quanto a determinadas propriedades, como a temperatura de polimerização, a qual se reveste de importância por afetar diretamente as propriedades físicas da resina.

No mesmo ano, **KIMBAL**³⁴ pesquisou, através de um questionário enviado a 100 laboratórios localizados em diferentes partes dos Estados Unidos, os materiais usados na confecção de bases de próteses e tentou associar os testes e resultados encontrados por outros pesquisadores com a dificuldade dos profissionais em interpretar os dados deles resultantes. Verificou que em 70 a 75% dos casos era utilizado o vulcanite; 15 a 20%, usavam resina de fenol-formaldeído ou bakelite, e o restante, utilizava outras resinas. O autor definiu parâmetros de comparação entre estes materiais quanto às suas propriedades físicas.

SWEENEY⁶⁷ (1939), ainda estudando resinas acrílicas, determinou o tempo de armazenagem, o de polimerização, a estabilidade de cor, alteração dimensional e suas outras propriedades físicas, como dureza e resistência. Após os resultados, o autor concluiu que as resinas acrílicas têm propriedades mecânicas comparáveis às do vulcanite e são superiores à borracha quanto à facilidade de polimerização e estética (cor e translucidez). Quando armazenadas em água, mostraram-se satisfatórias em temperatura de 25°C.

TAYLOR⁷⁰ (1941) observou que existia uma grande confusão quanto à manipulação das resinas acrílicas. Relacionou a desadaptação das próteses feitas com diferentes materiais com a pressão exercida durante a sua prensagem. Estudou ainda o ponto de ebulição do monômero (que constatou ser de 100,8 °C) e verificou que a polimerização é catalisada por óxidos, como o peróxido de hidrogênio e o peróxido de benzoila e inibido por dióxidos, como a hidroquinona e pirogalol. Observou ainda que a reação de polimerização é exotérmica. Quando se envolve grande pressão durante a inclusão, há a possibilidade de movimentação dos dentes.

Quanto às amostras submetidas a pouca pressão, essas mostraram maior grau de desadaptação no bordo posterior. Concluiu então que, para que sejam alcançados resultados satisfatórios, algumas regras devem ser seguidas, como a inclusão de quantidade suficiente de resina, compensando assim sua contração; o fechamento lento e gradual da mufla; controle cuidadoso da temperatura, especialmente quando frente a uma quantidade maior de resina, e, por fim, alívio mecânico dos dentes posteriores.

Uma vez que a estabilidade dimensional das resinas é de extrema importância no uso odontológico, **SKINNER & COOPER⁶³ (1943)** testaram situações em que essa estabilidade poderia ser alterada: pelo método do processamento do molde, se injetado ou por compressão, e pelo método de resfriamento após a polimerização, se rápido (trinta minutos em água corrente à 20°C) ou lento (resfriamento por 3 a 4 horas ou mais, chegando a 8 horas). Após a obtenção dos resultados, constataram que a contração de polimerização independe do processamento do molde e que esta foi menor quando o molde foi resfriado rapidamente. Quanto à sorção de água, os moldes resfriados rapidamente expandiram-se menos. Concluíram também que a embebição pela água compensou a contração de polimerização.

HARMAN²⁹ (1949) verificou o efeito do tempo de temperatura sobre a polimerização de uma resina de metilmetacrilato. Corpos de prova foram submetidos a três ciclos de polimerização diferentes e foi determinada a contração linear dos mesmos, segundo o método de armazenagem (na água ou em dessecador), num período de 19 meses. Observou que as amostras armazenadas na água ganharam peso e as alterações dimensionais, ocorridas no processamento, diminuíram em função do tempo, ao contrário do observado nas amostras armazenadas a seco, que alcançaram

estabilidade em duas semanas após o seu processamento. O autor concluiu que a técnica de polimerização não altera o comportamento dimensional da resina, desde que tenha sido completa. Esse aspecto pode ser demonstrado indiretamente pelas propriedades físicas satisfatórias do material, cujo grau de polimerização conseguido se deu em função do tempo e da temperatura interior da resina. O autor demonstrou que um ciclo efetivo de polimerização deve levar em consideração tamanho e forma da amostra, sugerindo que a especificação para este material deve definir as dimensões dos corpos de prova para obtenção de resultados uniformes, quando estes forem submetidos aos testes.

No mesmo ano, **CAUL & SCHOONOVER**¹⁶ descreveram um método para determinar o grau de polimerização das resinas após aquele ciclo. O método baseou-se na determinação do valor médio do peso molecular ou no número de duplas ligações presentes. O valor médio do peso molecular foi usado para correlacionar algumas de suas propriedades físicas e químicas com as condições de polimerização (tempo, temperatura e presença de impurezas). Consistia em combinar monocloreto de iodine com os compostos orgânicos insaturados na sua dupla ligação, permitindo averiguar a quantidade de resina que não reagiu durante o processo de polimerização, através do peso molecular. Os dados obtidos indicaram que a menor força de resistência transversa da parte menos espessa da prótese, quando comparada com a parte mais espessa, resultou de polimerização menos completa naquela. Amostras com baixa resistência transversa, polimerizadas à 75°C por 2 h e meia, podem ser resultado de polimerização incompleta. Amostras polimerizadas à 100°C por 45 minutos são mais resistentes. Relataram também que o peso molecular

médio de algumas marcas comerciais de resina variou de 3500 a 36000 antes da polimerização e, após a polimerização, entre 8000 a 39000.

McCRAKEN⁴² (1952) comparou três resinas ativadas quimicamente com uma termopolimerizável em relação a algumas propriedades físicas e a praticidade de seu uso. O trabalho foi dividido em duas partes: a primeira comparou a dureza, propriedades de escoamento e resistência transversa; a segunda comparou os achados pertinentes à temperatura de polimerização e às alterações dimensionais ocorridas com as resinas quimicamente ativadas. A comparação quanto à dureza e propriedades de escoamento mostrou que algumas resinas quimicamente ativadas polimerizam-se incompletamente quando comparadas às termopolimerizadas. Mensurações feitas entre o bordo posterior da prótese e o modelo inicial, antes e depois da polimerização, permitiram verificar que a maior desadaptação ocorreu na amostra em que a proporção do monômero foi maior. De um modo geral, todas as amostras apresentaram pequena distorção e o autor correlacionou este fato às altas temperaturas utilizadas na polimerização do monômero.

GRUNEWALD²⁸ *et.al.*, no mesmo ano, compararam as técnicas de moldagem por injeção e compressão do molde, usando uma resina vinílica e outra resina de metilmetacrilato. Dos resultados obtidos, os autores concluíram que a precisão dimensional e a estabilidade das próteses acabadas não diferiram significativamente, apesar das diferentes técnicas de moldagem a que foram submetidas. A dureza, resistência transversa e sorção de água das resinas empregadas foram praticamente as mesmas, independentemente da técnica de compressão.

2.2 - SORÇÃO DE ÁGUA

O desempenho das resinas para bases de próteses, utilizadas em odontologia, está ligado diretamente às suas propriedades físicas, dentre elas a sorção de água, que exerce efeito nas propriedades mecânicas e dimensionais das resinas. Sorção de água, segundo **CRAIG¹⁹ et.al.** (1997), é a quantidade de água fixada na superfície e absorvida pelo corpo da resina durante a confecção ou uso da prótese. **ANUSAVICE⁵ et.al.** (1996) considera que, por absorção e adsorção serem fenômenos envolvidos na embebição de água pela resina, o termo sorção deve ser usado para descrever o fenômeno total. Ainda que a absorção seja facilitada pela polaridade das moléculas do poli(metilmetacrilato), o mecanismo primário responsável pelo ingresso da água é a difusão, ou seja, migração de uma substância através de um espaço ou uma segunda substância. As moléculas de água penetram na massa do poli(metilmetacrilato) e ocupam espaços entre a cadeia de polímeros.

SWEENEY⁶⁸ et.al. (1942) estudaram diferentes propriedades físicas de algumas resinas acrílicas, dentre as quais a capacidade de sorver água. Utilizaram resinas de cinco marcas comerciais diferentes e concluíram que a sorção de água por essas resinas para bases de próteses afeta suas propriedades mecânicas. Observaram que as resinas, quando sorvem água, tornam-se mais flexíveis e mostram considerável variação em seu peso, quando imersas. As próteses que mais apresentaram aumento de peso quando submersas em água foram aquelas confeccionadas com metilmetacrilato.

Ainda em 1942, **PEYTON & MANN⁴⁸** estudaram e compararam as propriedades físicas e químicas de resinas existentes no

mercado - acrílicas e estireno-acrílicas. A sorção de água foi uma das propriedades mais discutidas, considerando a quantidade de água que penetra no interior do corpo da resina e fica retida quando o mesmo é esfregado com um pano seco. A sorção é determinada, pesando o corpo da resina após a polimerização e novamente após o corpo permanecer imerso em água por um tempo determinado e seco com um pano. Os autores colocaram os corpos de prova em água destilada em temperatura ambiente ($25 \pm 2^{\circ}\text{C}$) durante sete dias. No fim desse intervalo, os corpos foram pesados novamente e, através da diferença obtida entre as duas pesagens, foi calculada a porcentagem de sorção de água. Verificaram que ambas as amostras de resinas sorveram água após a armazenagem e que, após sete dias, o valor médio de sorção foi de 0,5%.

No ano seguinte, **PEYTON**⁴⁷, estudando ainda as características físicas e clínicas das resinas usadas em odontologia, constatou que a resina acrílica aumentou aproximadamente 0,5% em tamanho após uma semana imersa em água, confirmando os dados encontrados anteriormente por ele mesmo. Embora alguns materiais para próteses se tornassem escuros e fétidos após um tempo de uso na boca, devido à sorção de água ou saliva, esse não era um comportamento experimentado com a resina acrílica. A sorção de água ou saliva é, sem dúvida, responsável por algumas mudanças físicas, mas sua extensão e efeitos, na prática, são incertos.

SKINNER⁶¹ (1949) estudou as propriedades físicas e os métodos do processo de polimerização usando o poli(metilmetacrilato). O autor considerou que as resinas acrílicas absorvem água e aumentam de volume, o que compensa a contração de polimerização em 0,65% sofrida durante o processo.

SKINNER & CHUNG⁶² (1951) descreveram os efeitos da sorção de água no grau de retenção de próteses maxilares confeccionadas com modelos que simulavam indivíduos totalmente desdentados. As próteses foram imersas em água por 16, 31 e 56 dias. Observou-se um aumento gradual de absorção de água até, aproximadamente, 30 dias de imersão, período a partir do qual estes valores permaneceram constantes.

CAMPBELL¹³ (1956) estudou os efeitos da sorção de água na retenção de resinas acrílicas para bases de próteses, envolvendo dois tipos de experimentos: um clínico e outro laboratorial. O autor notou que o aumento da sorção de água da resina acrílica aconteceu nos dois experimentos e que essa sorção continuou por um longo tempo, diferenciando-se dos resultados propostos por outros autores.

WOELFEL^{75, 77} et.al., em 1960 e 1961, estudaram o efeito do armazenamento de resina acrílica para bases de próteses e compararam seus resultados com um estudo clínico das próteses confeccionadas com oito marcas comerciais correspondentes a quatro tipos diferentes de resina acrílica, a saber: poliestireno, copolímero de polivinil-acrílico, epóxi e de borracha vulcanizada, instaladas por dois anos. Constataram que as próteses estocadas em água ou na própria boca sofreram uma pequena expansão das suas bases, compensando assim a contração sofrida durante a polimerização, exceto a de copolímero de polivinil-acrílico e a de borracha vulcanizada. Os autores concluíram que as próteses feitas com resinas autopolimerizáveis tiveram melhor estabilidade após o período de sorção de água.

ANTHONY & PEYTON⁴ (1962) estudaram a precisão dimensional das resinas acrílicas através de medidas do contorno de próteses totais feitas com diferentes materiais e processadas por diferentes métodos de

polimerização. Foram utilizadas resinas auto e termopolimerizáveis e métodos de injeção e compressão de moldes para confecção das próteses. Após a armazenagem das bases em água por 8 meses, observaram que as próteses termopolimerizadas apresentaram um aumento em sua adaptação sobre o modelo mestre. Já as autopolimerizadas não sofreram nenhuma mudança. Os autores concluíram que as alterações ocorridas nas próteses termopolimerizadas e o uso do poli(metilmetacrilato), através do método de injeção, possibilitaram próteses mais adaptadas.

BRADEN¹² (1964) estudou o fenômeno de absorção de água em resina acrílica e a mudança na dimensão das próteses. O autor reconhece que o fenômeno de absorção e perda de água pelas resinas acrílicas obedece às leis matemáticas de difusão e, assim, o tempo requerido para a saturação de água ou secagem pode ser previsto. Considerou, também, que o tempo de saturação depende da temperatura que age diretamente sobre o coeficiente de difusão da água.

BEVAN & EARNSHAW¹⁰ (1969) estudaram a correlação entre a sorção de água e a suscetibilidade à formação de rachaduras nas resinas acrílicas. Uma prótese total superior, de tamanho e espessura média, foi usada como padrão para fazer um molde flexível de PVC. Duas marcas diferentes de resinas foram utilizadas e dez amostras feitas de cada uma, sendo que um dos grupos foi incluído na mufla, tendo sido usadas folhas de estanho, em um, e alginato em outro, como separadores. Em todos os casos, a polimerização foi feita através do banho de água à temperatura de 70° por 14 horas, seguido de resfriamento lento em temperatura ambiente. Após o polimento, todas as próteses foram imersas em água destilada à $37 \pm 1^\circ\text{C}$ e umidade relativa de $50 \pm 5\%$ por quatro semanas. As próteses foram

removidas da água e secas com toalha, sendo que uma, de cada grupo, foi imediatamente submetida ao teste de rachadura, enquanto as restantes foram expostas ao ar a $21 \pm 1^{\circ}\text{C}$, com umidade relativa de 50%. Através deste estudo, os autores concluíram que a secagem parcial das próteses previamente saturadas foi a maior causa de rachaduras das resinas acrílicas em condições normais de uso. Sob estas condições, as resinas para base de prótese com ligação cruzada apresentaram muito menos rachaduras, menor sorção de água do que as outras resinas sem ligação, quando examinadas macroscopicamente. Segundo os pesquisadores, o acréscimo de sorção encontra-se relacionado com o gradiente de concentração no interior da resina e não com o tipo de isolamento, resultado também encontrado por **RUNKE⁵⁶ et.al. (1969)**. Os danos das rachaduras, quando reparadas ou reembasadas, podem ser minimizados, assegurando-se de que as próteses estejam saturadas antes de expô-las ao monômero e, se a prótese está parcialmente seca, a resistência à rachadura poderá ser restaurada, imergindo a mesma em água ambiente pelo menos por doze horas.

No mesmo ano, **GOTUSSO²⁷ et. al.** verificaram se a sorção de água variava, segundo a técnica de polimento utilizada. As amostras após confecção, foram divididas em dois grupos. O primeiro sofreu polimento convencional e o segundo, polimento químico por imersão em monômero aquecido à 100°C por 1 minuto e, depois, secagem ao ar por 10 minutos. Os autores verificaram que as resinas polidas por química apresentaram valores mais baixos de sorção de água do que as polidas pelo método convencional quando armazenadas em água à 37°C .

GOODKING & SCHULTE²⁶ (1970) analisaram e compararam a estabilidade dimensional de bases de próteses feitas pela

técnica da resina fluida com as bases processadas com resinas termopolimerizáveis. Confeccionaram 30 modelos de um modelo mestre de metal INVAR, quinze (15) para cada resina, sobre as quais nove diferentes mensurações tridimensionais foram realizadas. Todas as amostras foram ainda armazenadas em água por 6 meses. Os autores concluíram que a resina utilizada em ambas as técnicas produziram bases de próteses com distorção. Bases feitas com resina fluida tendem a se distorcerem mais do que as termopolimerizáveis - em seis, de nove medidas dimensionais. Não observaram diferença significativa na estabilidade dimensional das bases após 6 meses de armazenagem em água. Não consideraram significantes as alterações, quando avaliadas clinicamente.

CARVALHO¹⁵ (1972) estudou as principais alterações sofridas pela resina acrílica da base de próteses totais, indicando a maneira mais correta de se proceder para que as mesmas sejam as menores possíveis. O autor relacionou as seguintes alterações: contração térmica e de polimerização, porosidade, absorção e perda de água e distorção. O autor concluiu que, uma vez conhecidos todos os fatores que alteram dimensionalmente as bases de resina acrílica, para se diminuir ao máximo o seu volume, deve-se: trabalhar com a resina na fase plástica e de forma mais homogênea possível para evitar a presença de poros; manter a resina, após condensada em mufla sem parafusos, sob pressão em uma prensa com molas; manter a mufla sob pressão pelo menos duas horas antes de iniciar o processo de polimerização, para que haja melhor difusão do monômero no polímero; polimerizar a mufla em dois estágios: à 70°C/ 2 horas e à 100°C/ 30 minutos; resfriar, lenta e gradualmente o conjunto da mufla e a prensa em temperatura

ambiente e, por fim, manter a prótese em água após a abertura da mufla e sua retirada.

WOELFEL⁷⁶ et.al. (1977) verificaram que ocorre uma pequena contração das bases das próteses (0,2 a 0,5 % de molar a molar ou apenas 0,1 a 0,2 mm) quando as resinas acrílicas termopolimerizáveis são removidas da mufla. Subseqüentemente, uma pequena expansão ocorre quando a resina polimerizada estiver em contato com a saliva. Este fato compensa parcialmente a contração ocorrida durante a polimerização, que é cerca de 6% do volume da massa de resina. Após a polimerização, a resina deve permanecer sobre o modelo de gesso e ser resfriada em temperatura ambiente. Como o modelo possui coeficiente linear de expansão térmica de apenas 1/8 em relação ao coeficiente de expansão térmica da resina acrílica, forças internas são formadas na base da prótese, sendo liberadas quando ela for removida da mufla e polida. Dessa forma, a prótese torna-se mais estreita de molar a molar. Os autores concluíram que a contração linear é pequena, menor do que 0,5% (0,2 mm), sendo ligeiramente maior em próteses totais inferiores do que superiores.

STAFFORD⁶⁵ et.al. (1980) realizaram teste em nove diferentes resinas, das quais cinco eram termopolimerizáveis de alto impacto e compararam com uma resina termopolimerizável - padrão, outra autopolimerizável, uma termopolimerizável de ciclo rápido e uma fluida. Todas as resinas termopolimerizadas foram processadas por 14 horas à 70 °C, exceto a de ciclo rápido no qual foi processada à 100 °C por 20 minutos. As amostras foram polimerizadas em modelos de gesso reproduzidos a partir de um modelo mestre através de moldes de silicona. As medidas foram feitas 24 horas e 30 dias após a polimerização, tendo as amostras ficado imersas em

água durante tais períodos. Observaram que todas as amostras testadas contraíram-se durante a polimerização e expandiram-se quando armazenadas em água. As análises estatísticas mostraram que ocorreram diferenças significantes entre os materiais testados. A resina polimerizada por ciclo rápido exibiu maior contração e a resina termopolimerizável padrão exibiu expansão significativa quando armazenada em água por 30 dias. Essas alterações, entretanto, foram pequenas e, em termos gerais, não apresentam relevância clínica.

TRUONG⁷¹ *et.al.* (1988) realizaram testes comparando a resistência transversa, a dureza, a sorção de água e a porosidade, de acordo com os padrões australianos, de quatro resinas acrílicas para bases de próteses. Foram confeccionados seis discos, através de um modelo padrão de 50 mm de diâmetro e 0,5 mm de espessura, utilizando-se como método de polimerização o banho de água e a energia de microondas. Os resultados indicaram propriedades físicas similares nas resinas polimerizadas pelos dois métodos. Não houve diferença de sorção de água entre as amostras processadas pelos dois tipos de polimerização (microondas 34,7 mg e banho de água 34,2 mg). Entretanto, os autores encontraram valores maiores aos preconizados pelas normas da Australian Standard 1043-1971 que é de 30 mg e consideraram também que a programação do forno de microondas pode ser otimizada para prevenir porosidade sem prolongar o tempo de polimerização ou sacrificar as propriedades físicas das resinas, iniciando o processo em baixa voltagem.

AL-MULLA³ *et.al.* (1989) estudaram o efeito da água e da saliva artificial nas propriedades mecânicas de algumas resinas para base de prótese. Foram usados dois tipos de saliva artificial, similar química e fisicamente à saliva natural, para avaliar o efeito da saturação das amostras

quanto às propriedades mecânicas e compararam com o efeito produzido pela água no mesmo material. Na confecção das amostras foram utilizadas quatro resinas, sendo uma termopolimerizável convencional, uma de auto-impacto, uma autopolimerizável e uma polimerizável por luz visível. As amostras, após o acabamento, foram armazenadas por 28 dias nestas soluções. Decorrido o período experimental, verificaram que o módulo de elasticidade, resistência flexural, dureza e a absorção de água não apresentavam diferenças, quando as amostras permaneciam em água ou nas duas salivas artificiais.

No mesmo ano, **PEARSON & LONGMAN**⁴⁶ analisaram a sorção de água em resinas para base de prótese submetidas à polimerização inadequada por luz visível. As amostras foram pesadas em intervalos diferentes (1, 6, 24 até 48 horas). As mesmas foram polimerizadas com 5 segundos a menos de exposição à luz em relação ao recomendado pelo fabricante e deixadas em água até que o seu peso fosse constante. Os autores observaram que as amostras polimerizadas de forma inadequada sorveram maior volume de água do que as do grupo controle.

No ano seguinte **JAGGER & HUGGET**³³ observaram o efeito do agente de ligação cruzada sobre as propriedades de sorção. Para isto, eles prepararam corpos de prova com o agente de ligação cruzada variando de 0% a 100% por volume. Esses foram polimerizados em banho de água à 70°C por 7 horas e mais uma hora à 100°C. As amostras, após polimerização, receberam acabamento com lixas de granulação decrescente e, ao término desta etapa, permaneceram em um dessecador, sendo imersas em água destilada à temperatura de 37°C e pesadas até que o equilíbrio de peso fosse atingido e o coeficiente de difusão calculado segundo **BRADEN**¹² (1964).

Ainda em 1990, LABELLA³⁹ *et.al.* fizeram uma revisão de literatura a respeito da influência da sorção de água em bases de prótese de uma resina acrílica sobre suas propriedades físicas. Neste trabalho, os autores discutem as possibilidade de controlar os resultados finais da sorção de água sobre a função da base da prótese.

DIXON²² *et.al.* (1992) realizaram testes de estabilidade dimensional linear em três resinas utilizadas no processamento de base de prótese (Triad[®], Accetar 20[®] e Lucitone 199[®], expostas a ciclos de polimerização curto e longo), após o processamento e armazenagem das amostras em água. Verificaram que a resina Accetar 20[®] foi a que apresentou menor distorção e que a Lucitone 199[®] de ciclo rápido, a maior. Entretanto, quando os resultados foram analisados estatisticamente, os autores observaram que não houve diferença significativa entre os grupos.

DEL BEL CURY²¹ (1992) fizeram comparações de algumas propriedades físico-químicas de duas resinas termopolimerizáveis: uma quimicamente ativada e outra polimerizada por energia de microondas. Foram estudadas as seguintes propriedades: sorção de água, resistência transversal, resistência ao impacto e liberação de monômero residual. Os resultados obtidos da sorção de água permitiram observar que as amostras feitas com a resina autopolimerizável apresentaram a menor média em relação às demais, ao passo que uma das resinas termopolimerizáveis apresentou maiores valores. A resina polimerizada por energia de microondas apresentou resultados intermediários .

BARSBY⁸ (1992), estudando a poli(isobutilmetacrilato) com resina para base de prótese com baixa sorção de água, verificou que esta resina possui baixo índice de sorção de água, propriedades mecânicas

inadequadas para o uso e baixa temperatura de transição vítrea. Essas últimas características tornam o material por si só impróprio para base de próteses totais.

RIZZATTI-BARBOSA⁵⁵ *et.al.* (1995) estudaram o grau de desadaptação de próteses totais superiores sobre o rebordo desdentado, analisando dois fatores que exercem influência direta sobre o mesmo: o tipo de resina utilizada associada ao seu processo de polimerização e a sorção de água que as resinas podem apresentar após sua polimerização. Foram utilizadas duas resinas: uma convencional (Lucitone 550[®]) e outra para microondas (Acron MC[®]). A primeira foi submetida à polimerização por banho de água aquecida à 73 °C por 9 horas e à polimerização através de energia de microondas nos ciclos de 500 W por 3 minutos e 90 W por 13 minutos. A segunda foi submetida aos dois ciclos citados para o processamento por microondas. A partir de um modelo fundido em liga de cobre e alumínio simulando uma maxila, foram confeccionadas 12 próteses totais para cada grupo experimental, num total de 60 amostras. O grau de adaptabilidade foi avaliado logo após o acabamento das próteses e após terem ficado armazenadas por 30 dias em água destilada à 37 ± 2 °C. Os resultados mostraram que as próteses feitas com Lucitone 550[®], processadas no microondas à 500W por 3 minutos, foram as que apresentaram melhor adaptação; as amostras feitas com Lucitone 550[®], processadas em banho de água, e as feitas com Acron MC[®], processadas à 500W por 3 minutos, foram as que apresentaram pior adaptação; todas as próteses apresentaram melhor adaptação após o período de armazenamento em água. As amostras que apresentaram maior diferença entre o grau de adaptabilidade nos períodos pré

e pós armazenamento na água foram as feitas com Lucitone 550[®] em banho de água e a Acro MC[®] polimerizada à 90 W por 13 minutos .

DOGAN²³ *et.al.* (1995) estudaram o efeito do tempo e temperatura de processamento nas resinas para base de prótese, utilizando uma temperatura de 100° C durante 30, 40 e 50 minutos, submetendo as amostras polimerizadas à sorção de água durante 60 dias. Observaram que, nos 30 minutos iniciais, as amostras mostraram um decréscimo em seu peso, mas, após este período inicial, aumentaram de peso até os 25 dias, quando esse se tornou constante até o final do período de armazenamento na água.

ARIMA⁶ *et.al.* (1996) investigaram o efeito dos agentes de ligação cruzada na sorção de água e solubilidade de resinas para base de prótese. Para tanto foram adicionados seis diferentes agentes de ligação cruzada ao monômero de uma resina autopolimerizável. Os resultados sugeriram que a natureza química dos polímeros e da molécula de água interferem no fenômeno de sorção de água, diminuindo o seu grau de solubilidade.

MIETTINEN⁴³ *et.al.* (1997) investigaram o índice de sorção de água e a solubilidade de resinas de poli(metilmetacrilato) (PMMA) reforçadas com fibras de vidro (GF). Os autores consideraram que a sorção de água ocorreu por causa das propriedades polares das moléculas da resina. Para o experimento, utilizaram cinco amostras confeccionadas com PMMA com uma concentração de aproximadamente 11% de GF por peso. A sorção de água foi analisada de acordo com as especificações ISO (Internacional Standards Organization) n° 1567. Observaram que o tipo de acrilato não interfere na propriedade, mas que a resina reforçada por fibra de vidro apresentou menor índice de sorção de água.

Neste ano seguinte, **FRAGA**²⁵ investigou o índice de sorção de água em 45 amostras de resina acrílica termicamente ativada, confeccionadas segundo a especificação n.º 12 da ADA, processadas através de banho da água aquecida à 73°C por 9 horas. As amostras foram divididas em 9 grupos e submetidas aos seguintes tratamentos de sorção de água: a) grupo I (controle), armazenadas durante 30 dias em água destilada à 37°C e pressão ambiente; b) grupo II armazenadas por 60 minutos em água destilada à 70°C e 40 Lbs. de pressão; c) grupo III, armazenadas por 60 minutos em água destilada à 70°C e 60 Lbs. de pressão; d) grupo IV, armazenadas por 90 minutos em água destilada à 70°C e 40 Lbs. de pressão; e) grupo V, armazenadas por 90 minutos em água destilada à 70°C e 90 Lbs. de pressão; f) grupo VI, armazenadas por 60 minutos em água destilada à 90°C e 40 Lbs. de pressão; g) grupo VII, armazenadas por 60 minutos em água destilada à 90°C e 60 Lbs. de pressão; h) grupo VIII, armazenadas por 90 minutos em água destilada à 90°C e 40 Lbs. de pressão e i) grupo IX, armazenadas por 90 minutos em água destilada à 90°C e 60 Lbs. de pressão. Os resultados obtidos permitiram verificar que as amostras submetidas a 60 e 90 minutos em água destilada à 90°C e 40 Lbs. de pressão é tão eficiente quanto a armazenagem em água destilada à 37°C e pressão ambiente.

CUCCI²⁰ *et.al.* (1998) compararam a sorção de água, a solubilidade e a resistência transversa de duas resinas acrílicas autopolimerizáveis para reembasamento de próteses (Duraliner II® e Kooliner®) e uma resina termopolimerizável (Lucitone 550®). Para o teste de sorção de água e solubilidade foi utilizada a especificação n.º 1567 da International Standards Organization para polímeros para bases de próteses. Como resultado, obtiveram que a resina acrílica Duraliner II® mostrou menor

índice de sorção de água do que o Kooliner[®] e a Lucitone 550[®]; quanto à solubilidade, não foi notada diferença significativa. Os autores concluíram que as resinas acrílicas para reembasamento apresentaram requisito de sorção de água e solubilidade.

WONG⁷⁸ *et.al.* (1999) estudaram o efeito do método de polimerização na exatidão dimensional e sorção de água em resinas para bases de prótese. As resinas acrílicas para próteses exibiram, certamente, uma inevitável alteração dimensional. A contração de polimerização e a expansão devido à sorção de água são dois importantes aspectos que influenciam a acurácia dimensional. Os autores investigaram a alteração dimensional linear e a sorção de água de próteses processadas por aquecimento seco e úmido com diferentes taxas de resfriamento. Para o teste dimensional, fez-se uma marca fina numa folha de estanho, inserida na papila incisal e outra, na região de tuberosidade de um modelo edêntulo de uma maxila e incorporada dentro da prótese durante a polimerização por três técnicas de processo. A distância entre os dois pontos para determinar a alteração dimensional foi medida por um microscópio. A sorção de água foi determinada pela alteração de massa da prótese aferida com uma balança eletrônica. As próteses processadas por calor seco e banho de água não exibiram diferença significativa em contração (0,42% a 0,58%) na saturação de água. O valor de sorção de água das próteses processadas por calor seco e úmido (0,50 e 0,48% respectivamente) não foram significativamente diferentes e a expansão associada não compensou inteiramente a contração de polimerização. Os autores concluíram que a sorção de água de resinas acrílicas processadas por calor seco e úmido após a abertura da mufla foi, em ambos os casos, menor e as próteses não revelaram diferença significativa na contração em saturação de água. Próteses de resina

acrílica processadas em forno de ar e banho de água aquecida mostraram similar contração dimensional em saturação de água.

EI HADARY & DRUMMOND²⁴ (2000) realizaram um estudo comparativo de sorção de água, solubilidade e força de adesão de dois tipos de material para reembasamento. Dois materiais para reembasamento de prótese com composições químicas distintas foram avaliados para determinar qual das duas variações composicionais manifestaram em diferentes propriedades. O estudo avaliou a sorção de água, a solubilidade e a força de adesão de um silicone para reembasamento introduzido recentemente no mercado (Luci-sof[®]) e uma resina plastificada para reembasamento (Permasoft[®]), usando duas técnicas de processamento. Para o teste de sorção de água e solubilidade, 24 discos (45 mm de diâmetro e 1 mm de espessura) foram preparados para cada grupo, estocados em água destilada à 37°C e testados após uma, quatro e seis semanas. Os discos usados na primeira semana foram testados de novo após quatro e seis semanas de contínua estocagem em água. Os autores concluíram que, com a menor sorção de água e solubilidade e maior força de adesão, o Luci-sof[®] pode melhorar o sucesso clínico.

No mesmo ano, **RIZZATTI-BARBOSA⁵⁴** investigou o grau de alteração, na adaptação ao modelo, da borda posterior das bases de próteses totais superiores polimerizadas por energia de microondas, em sete posições pré-estabelecidas em função de três tratamentos: método de processamento, polimento e sorção de água. Foram confeccionadas 24 réplicas de próteses totais superiores a partir de um padrão metálico fundido. As amostras foram divididas em dois grupos distintos: o primeiro foi polimerizado com resina Lucitone 550[®], em banho de água durante 9 horas à

73 \pm 2°C, e o segundo, com resina Acron MC[®], processada em forno de microondas, durante três minutos, à 500W de potência. Através dos resultados, a autora pôde concluir que as amostras sofreram desadaptação em todos os pontos, após terem sido processadas e, após o período de armazenagem, todos os pontos de todas as amostras apresentaram menor desadaptação em relação aos valores apresentados após o processamento. As amostras polimerizadas por energia de microondas apresentaram maior desadaptação que as polimerizadas com banho de água, nas regiões central do palato e a 10 milímetros da linha mediana à direita.

2.3 - RESINAS POLIMERIZADAS POR ENERGIA DE MICROONDAS

NISHII⁴⁵ (1968) foi o primeiro autor a relatar o processo de polimerização de resina por energia de microondas, com o intuito de encurtar o tempo de polimerização das próteses. Foi construído um microondas oscilador com um magnetron, um guia de ondas e uma câmara de aquecimento. As microondas (2450 megaciclos) são geradas no magnetron oscilador, transferidas para a câmara de aquecimento e emitidas para o restante do conjunto. Para o teste de porosidade utilizou-se uma resina convencional na proporção pó : líquido de 1 : 0,42 , acondicionada em um molde de 65 mm de comprimento, 13 mm de extensão e 9 mm de espessura para preparação das amostras. As amostras foram incluídas em uma mufla e irradiadas pela mesma potência (500 W), em diferentes tempos (9, 10, 11 e 12 minutos). Para as propriedades físicas, foram usadas as mesmas amostras. Para o teste de adaptabilidade de base polimerizada, usou-se um modelo de maxila de metal, copiada com material a base de borracha. O teste de adaptação foi medido, após a polimerização e após a permanência das amostras, em água à $37 \pm 1^{\circ}\text{C}$ por 24 horas. Foram utilizadas as mesmas potências e os mesmos tempos já citados. As que mostraram melhor adaptação foram as amostras irradiadas por 10 minutos. As porções alveolares apresentaram melhor adaptação, enquanto as porções dos bordos laterais e a região de palato apresentaram pior grau de adaptação devido a contração ocorrida. As amostras apresentaram melhor adaptação após terem sido armazenadas em água.

KIMURA³⁵ *et.al.* (1983) estudaram o grau de adaptação de bases de próteses totais com resinas termopolimerizáveis polimerizadas por energia de microondas. Confeccionaram bases com resinas incolor e rosa, numa proporção de 2,4:1 e 2:1, respectivamente. Foram colocados dentes de porcelana sobre a base e um fio de Cromo-Cobalto de 0,9 mm foi adaptado na resina, para observar o efeito do metal nesta quando submetido à irradiação por energia de microondas. Foram polimerizadas amostras de um grupo controle em banho de água aquecida até 100 °C durante 60 minutos e depois mantidas em ebulição por mais 30 minutos. O grupo experimental foi processado por energia de microondas por um tempo de 3 minutos à 200 W e 500 W. Os autores, após a inclusão e prensagem da resina, fizeram a retirada de todo o modelo de gesso das muflas sem danificá-lo e envolveram-no com um material à base de borracha, para que a energia do microondas não se refletisse na superfície metálica da mufla. Os autores observaram que, em casos de próteses parciais removíveis, o grampo de metal não influenciou na polimerização da resina. A qualidade da resina processada por energia de microondas foi considerada melhor do que a processada por banho de água, concluindo assim que o fato de a energia aquecer, de forma homogênea, o gesso e a resina, também faz com que a base da prótese apresente adaptabilidade superior.

KIMURA³⁶ *et.al.* (1984), ainda investigando resinas polimerizadas por microondas, elaboraram uma mufla reforçada, feita em fibra de vidro, denominada FRP (Fiberglass Reinforced Plastics). Confeccionaram um modelo desdentado superior, padrão, que serviu para avaliação da adaptabilidade no bordo posterior. Metade das bases foram feitas com espessura de 3,0 mm e metade com 4,5 mm na região mais apical do

rebordo. Foram utilizadas 5 resinas termopolimerizáveis de cor rosa numa proporção polímero/monômero de 2/1. As amostras foram polimerizadas por 2,5 minutos de cada lado da mufla FRP, em forno microondas de 2450 MHz , à 500W e 200W. Um grupo controle também foi preparado, em banho de água aquecida até 65 °C por 40 minutos e depois mantido em ebulição por mais 30 minutos. As resinas processadas por energia de microondas mostraram melhor adaptação do que aquelas processadas por banho de água. Como a contração de polimerização das resinas foi maior na porção mais espessa, ocorreu uma tensão na região menos espessa, fazendo com que houvesse uma deformação na região do palato. Os autores sugerem que o pequeno gradiente de temperatura no preenchimento possa ter resultado na boa adaptabilidade das resinas processadas por energia de microondas.

REITZ⁵³ et.al. (1985) compararam as propriedades físicas das resinas acrílicas utilizando vinte amostras idênticas de 25 x 12 x 2,5 mm. Destas, dez foram polimerizadas em um forno de microondas à 400 W por 2 ½ minutos de cada lado, e as outras dez em banho de água à 74° C por 8 horas. Os autores concluíram que não houve diferença estatística para porosidade, dureza e resistência transversa. Enquanto esse estudo progredia, os autores receberam relatos sobre a observação de porosidade em secções mais espessas de resina. Os resultados desse estudo indicaram que as propriedades físicas de porosidade, dureza e resistência transversa compararam favoravelmente a resina acrílica processada por banho de água convencional com a processada por energia de microondas. Segundo os autores, são vantagens do processamento por energia de microondas: a grande redução do tempo de polimerização, a necessidade de um número menor de equipamentos e um método mais limpo de processamento do que os convencionais.

HAYDEN³⁰ (1986) comparou o método de polimerização de próteses em muflas metálicas, em relação à capacidade de absorver forças, antes da fratura, pelas bases de próteses polimerizadas por energia de microondas. A comparação foi feita a partir de três marcas comerciais de resinas disponíveis no mercado e polimerizadas por banho de água e energia de microondas. As marcas escolhidas foram Lucitone[®] caracterizada, Lucitone 199[®], que incluiu copolímeros de metilmetacrilato modificado com partículas de borracha e resistente ao impacto, e um poli(metilmetacrilato) típico, contendo fibras curtas: o Lux-It[®]. As amostras usadas para testes foram placas bases maxilares de espessura uniforme de 2 mm, sem dentes artificiais. Quatro métodos de polimerização foram utilizados para o estudo. Cinco amostras de cada uma das resinas foram processadas. As amostras polimerizadas em banho de água foram incluídas em muflas metálicas tradicionais e aquelas polimerizadas em microondas foram incluídas em muflas plásticas reforçadas por fibras de vidro (FRP), de acordo com as instruções do fabricante. O autor concluiu que as diferenças de resultados encontradas no experimento poderiam resultar de diferenças entre os fornos de microondas. As resinas polimerizadas por energia de microondas à 700 W durante 4 minutos tiveram comportamento similar ao obtido por método convencional e não apresentaram o odor característico de monômero residual. Os dados indicaram que as amostras polimerizadas em banho de água pelo ciclo curto absorveram ligeiramente maior quantidade de energia antes da fratura, em relação às amostras polimerizadas em banho de água pelo ciclo longo, para ambas as resinas Lucitone[®] caracterizada e Lucitone 199[®]. As amostras polimerizadas através de energia de microondas absorveram menor quantidade de energia

compressiva antes da fratura em relação às amostras polimerizadas em banho de água.

AL DOORI¹ *et.al.* (1988) estudaram o peso molecular, os níveis de monômero residual e a porosidade de quatro resinas acrílicas, quando polimerizadas por energia de microondas e por banho de água em ciclo longo. Observaram que os valores de peso molecular, para ambos os métodos, foram essencialmente o mesmo. O ciclo do microondas de 70 W / 25 minutos diminuiu a porosidade, exceto nas situações em que a espessura do corpo de prova era maior do que 3 mm.

TRUONG⁷¹ *et.al.* (1988) realizaram testes comparando a resistência transversa, dureza, sorção de água e porosidade, de acordo com os padrões australianos, de quatro resinas acrílicas para bases de próteses. Foi utilizado como método de polimerização o banho de água e a energia de microondas. Avaliaram também o nível de monômero residual por extração em acetona e o grau de ligação cruzada por imersão em clorofórmio. Os resultados indicaram propriedades físicas similares nas resinas polimerizadas pelos dois métodos. Usando o programa de polimerização por energia de microondas recomendado, a porosidade foi observada em amostras finas com secção transversal de 14 mm X 10 mm. Os autores consideraram que a expansão de microondas/tempo pode ser otimizada para prevenir porosidade sem prolongar o tempo de polimerização ou sacrificar as propriedades físicas das resinas, iniciando o processo em baixa voltagem.

TAKAMATA⁶⁹ *et.al.* (1989) investigaram se a adaptação de próteses totais superiores poderia ser influenciada pelo modo da ativação do processo de polimerização. Propuseram um estudo “in vitro” para comparar a precisão dimensional de próteses maxilares, usando cinco tipos

diferentes de resina: uma termopolimerizável, uma fluida, uma ativada por luz visível e uma resina acrílica ativada por energia de microondas. Concluíram que as resinas próprias para microondas e a autopolimerizável adaptaram-se melhor.

Também em 1989, SHLOSBERG⁶⁰ *et.al.* estudaram e compararam as propriedades físicas da resina Lucitone[®], usando dois ciclos de polimerização diferentes: banho de água e energia de microondas. Dez modelos de gesso de uma maxila desdentada foram confeccionados. E sobre a mesma foram enceradas dez bases de próteses, que foram divididas em dois grupos de cinco. As próteses polimerizadas por banho de água ficaram a uma temperatura de 74° C por 8 horas, seguido de 1 hora à 100°C. As de energia de microondas foram irradiadas por 13 minutos à 90 W na posição vertical e depois, por 90 segundos, à 500 W na posição horizontal. Após a abertura da mufla e o acabamento, as próteses foram armazenadas em água à 37° C por 21 dias. Os autores concluíram que não houve diferença significativa entre as próteses polimerizadas por energia de microondas e por banho de água.

LEVIN⁴⁰ *et.al.* (1989) analisaram cinco diferentes resinas de poli(metilmetacrilato) através de energia de microondas e banho de água convencional, nas quais foram feitos testes de dureza, porosidade e força transversa em corpos de prova medindo 2,5 X 1,2 X 2,5 mm e 3,0 X 1,0 X 1,0 mm. Os resultados não mostraram diferença significativa entre os ciclos. Em outro estudo, próteses totais maxilares foram enceradas sobre um modelo de gesso a partir de um modelo de alumínio. As próteses foram processadas com as mesmas cinco resinas, metade por energia de microondas e o restante com banho de água. Os resultados não mostraram diferenças significantes entre as próteses polimerizadas. Este estudo demonstrou que as características físicas

das resinas polimerizadas por energia de microondas são aproximadamente as mesmas quando polimerizadas por banho de água. A polimerização de próteses por energia de microondas tem a vantagem de ser mais rápida, fácil e limpa.

WALLACE⁷⁴ *et.al.* (1991) investigaram a precisão de bases de próteses polimerizadas por energia de microondas e por banho de água. O grupo controle consistiu em bases de resinas polimerizadas por banho de água à 73°C por 9 horas. Uma maxila edêntula de resina, com sete pontos de referência, serviu como modelo mestre. Todos os grupos permaneceram sobre bancada por 1 hora antes do processamento e 1 hora depois para resfriamento. As resinas foram polimerizadas por energia de microondas em diversos tempos e potências: a) 86 W por 13 minutos e 448 W por dois minutos; b) 86 W por seis minutos e meio de cada lado, e 448 W por um minuto de cada lado; c) 241 W por dez minutos e d) 397 W por dois minutos e meio de cada lado. Dez modelos foram separados para cada um dos cinco grupos e as dimensões entre os pontos de referência foram registradas. As amostras irradiadas à 86 W por seis minutos e meio de cada lado, e 448 W, por um minuto de cada lado, apresentaram melhor acuidade dimensional do que amostras do grupo controle na dimensão de linha média anterior à região de segundo molar. Os autores concluíram que, pelo fato de a energia de microondas ser independente da condutibilidade térmica, é um método mais eficiente e conveniente de aquecimento de materiais não condutíveis termicamente, tais como as resinas, que polimerizam rapidamente. Concluíram também, que as resinas processadas por energia de microondas apresentaram igual ou melhor acurácia dimensional do que as processadas por banho de água e que o processamento por energia de microondas é mais limpo

e mais rápido do que a técnica convencional, proporcionando excelente acurácia dimensional, devendo ser considerado para aplicações clínicas em prótese.

No mesmo ano, SANDERS⁵⁸ *et.al.* compararam a adaptação de resinas acrílicas polimerizadas por energia de microondas e por banho de água convencional. Foram confeccionadas 60 bases de prótese, divididas em seis grupos com dez amostras cada. Estas foram polimerizadas por energia de microondas e por banho de água convencional à 74°C por 9 horas. Utilizaram três resinas (Ch Lucitone®, Justi Denture Resin® e Justi Microwave Resin®), subdivididas nos 6 grupos, de maneira que cada resina fosse polimerizada por ambos os ciclos. As amostras, após polimerização, foram armazenadas em água por 24 horas. Para aferir a desadaptação, foram utilizados medidores de impressão com espessuras que variavam de 0,04 a 0,10 mm, 0,15 mm, 0,20 mm e 0,25 mm. Foram escolhidas cinco áreas para medição: rebordo superior direito e esquerdo, região mediana do palato e metade da vertente palatina direita e esquerda. Os resultados mostraram medidas entre 0,40 mm e 0,15 mm, o que foi considerado clinicamente insignificante. Os autores concluíram que as resinas polimerizadas por energia de microondas apresentaram adaptação tão boa quanto as polimerizadas por banho de água convencional, mas que as resinas próprias para microondas não apresentaram adaptação superior às das outras duas resinas.

AL-HANBALI² *et.al.* (1991) compararam a adaptação de bases de resina acrílica sujeitas a ciclos de polimerização em banho de água e forno de microondas. Foram processadas bases de resinas sobre modelos de gesso preparados a partir de um modelo padrão de CoCr e duplicados. Dez bases de poli(metilmetacrilato) convencional foram polimerizadas em banho

de água à 70° C por 7 horas e à 100° C por 3 horas, e outras dez foram polimerizadas em forno de microondas à 65 W por 25 minutos. Dez bases de poli(metilmetacrilato) modificado por meio de um ativador químico foram submetidas a um segundo ciclo de polimerização, seguido da adição de nova resina acrílica na região do rebordo alveolar. Após cada ciclo de polimerização a adaptação do bordo posterior das bases foi avaliada. Os achados deste estudo sugeriram que a polimerização por energia de microondas oferece vantagem sobre a polimerização rápida em banho de água, em termos de redução das alterações dimensionais ocorridas durante processamento do poli (metilmetacrilato) convencional e oferece vantagem similar em economia de tempo, em relação ao método de polimerização rápida.

SALIM⁵⁷ *et.al.* (1992) examinaram o grau de exatidão dimensional de amostras de resinas acrílicas com formas retangulares, seguindo o padrão preconizado pela ADA, com espessura controlada, processadas por três métodos diferentes: banho de água à 70 °C por 90 minutos e à 100 °C por 30 minutos; um novo método de injeção com pressão contínua, à 100 °C por 35 minutos, que pretendia compensar totalmente a contração que ocorre durante a termopolimerização (Sistema SR®- Ivocap); e o método de polimerização por energia de microondas à 500 W por 3 minutos. As amostras polimerizadas pelo sistema SR® – Ivocap exibiram menor alteração dimensional do que as polimerizadas pelo método convencional ou pelo de energia de microondas. As amostras polimerizadas por energia de microondas exibiram alteração dimensional similar às polimerizadas pelo método convencional. Os autores concluíram que o método de polimerização

por energia de microondas tem a vantagem de economizar tempo e de ser um processo mais limpo, quando comparado ao método convencional.

ILBAY³² *et.al.* (1994) estudaram a técnica de polimerização das resinas acrílicas para bases de próteses através de energia de microondas, em relação ao método de polimerização, quanto às suas propriedades físicas. Vinte e um diferentes métodos de polimerização foram usados, variando a potência de irradiação e o tempo de exposição das amostras. O teste de dureza Vickers foi aplicado para os corpos de prova e o valor médio foi semelhante ao das resinas acrílicas polimerizadas convencionalmente. O método de polimerização recomendado para o forno de microondas foi de três minutos com 550 W. O tempo mínimo foi de dois minutos na potência máxima (550 W) e dez minutos na potência mínima (110 W). Não houve porosidade significativa nas 15 amostras, mas as amostras que foram polimerizadas com alta potência apresentaram mais poros do que as polimerizadas com baixa potência. Os resultados encontrados correspondem às especificações da AMERICAN DENTAL ASSOCIATION - A.D.A. e mostraram que a resina acrílica polimerizada por energia de microondas é mais resistente.

POLYZOIS⁵² *et.al.* (1995) mediram a força de reparo de bases de próteses usando, (a) resina termopolimerizável convencional, (b) resina para polimerização por energia de microondas, e (c) resina autopolimerizável. Comparações foram feitas entre reparos polimerizados em banho de água convencional (70 °C/ 7 horas e 100°C/ 3 horas), por energia de microondas (500 W/ 3 min) e por autopolimerização em água à 37 °C em pressão de 30 psi por 15 minutos. Os resultados mostraram que a resistência transversa e a resistência ao impacto das bases reparadas com energia de microondas foram geralmente maiores do que as bases reparadas por banho de

água ou autopolimerizável. Os autores consideram que as próteses feitas com resinas termopolimerizadas podem ser reparadas efetivamente por energia de microondas usando a mesma resina ou resinas especialmente fabricadas para microondas, e que as próteses feitas com resinas especiais para microondas podem ser reparadas pelas mesmas resinas.

PITTA⁵¹(1997), estudando as alterações oclusais promovidas pela polimerização por energia de microondas em relação à polimerização por banho de água, observaram que o ciclo de 440W por quatro minutos, promove menor alteração oclusal nos molares de próteses totais superiores. A autora sugere que as alterações presentes na base de prótese podem exercer alguma influência nas alterações oclusais observadas.

NADIN⁴⁴ (1999) estudou a movimentação dental de próteses totais superiores submetidas à sorção de água, diante do processamento convencional por banho de água e por energia de microondas, em amostras submetidas à sorção de água sob diferentes condições de pressão e temperatura. O autor observou que todas as amostras estudadas apresentaram alterações na inclinação das cúspides após o processo de sorção de água estar concluído. Esta movimentação deu-se de modo aleatório, independentemente do método de processamento ou método de sorção de água utilizados. O autor sugere que as distorções na base da prótese podem estar relacionadas com a movimentação dos dentes artificiais da prótese concluída.

ZANETTI⁷⁹ (1999) analisou a influência da fase de prensagem de resina acrílica e o material de inclusão sobre as distâncias entre os dentes em próteses totais, polimerizadas por energia de microondas. O autor observou que não houve diferença estatística entre os grupos estudados e que nem o material de inclusão nem a fase de prensagem influenciaram

significativamente nas alterações das distâncias entre os dentes artificiais analisados. Sugere, entretanto, novos estudos que correlacionem a desadaptação da base com as alterações de inclinação dos dentes para complementar seus achados.

CARRILHO¹⁴ (1999) analisou a influência de algumas variáveis, como a espessura, o método de polimerização e a alteração causada pela presença dos dentes, na adaptação de próteses totais superiores. Sessenta e quatro próteses foram confeccionadas, a partir de um modelo fundido em liga de Cobre e Alumínio simulando uma maxila edêntula e divididas em oito grupos, com oito amostras em cada grupo. Quatro grupos foram polimerizados por banho de água à 74 °C/ 9 hs e os outros quatro, por energia de microondas à 500W/ por 3 min. Dentro de cada conjunto, duas subdivisões se efetuaram: dois grupos foram confeccionados com espessura uniforme de 1 mm e dois, com espessura de 2 mm havendo ainda, dentro desses, dois com a presença de dentes e dois com a ausência de dentes. Foi utilizada a resina Lucitone 550[®]. Após a polimerização, as próteses receberam acabamento e foram submetidas a um teste em que um material de impressão (Express[®] – 3M) foi interposto entre a base e o modelo de metal e, depois, pesado. Após a experiência, concluiu-se: existiu diferença significativa para as médias de desajuste entre as duas espessuras, sendo este menor nas de 2 mm; não houve diferença estatisticamente significativa entre as médias de desajustes com ou sem dentes e nem entre os dois critérios de polimerização; o grupo de menor desajuste foi o de próteses com 2 mm e com a presença de dentes e o de maior desajuste foi o de próteses com 1 mm e com a presença de dentes.

2.4 - DINÂMICA DA SORÇÃO DE ÁGUA

A mecânica dos fluidos e a hidráulica representam o ramo da mecânica aplicada que estuda o comportamento de fluidos em repouso e em movimento. No escoamento dos fluidos, a massa específica e a viscosidade do elemento químico em questão são propriedades fundamentais. Os princípios da termodinâmica precisam ser considerados quando existe um envolvimento de compressibilidade no estudo dos fluidos. Todos os fluidos possuem certo grau de compressibilidade e estão sujeitos à ação de pressão e temperatura (BEAR⁹, 1972).

Quando, em 1964, BRADEN¹² estudou o fenômeno de sorção de água pelos polímeros da resina, observou tratar-se de um fenômeno cuja cinética obedece às leis matemáticas de difusão. Para isso, considerou que o coeficiente de difusão e o equilíbrio de concentração das moléculas de água no interior e exterior do corpo de prova são componentes necessariamente envolvidos no fenômeno de sorção. O autor vinculou esse fenômeno às variações na temperatura usada para o processamento e considerou que o tempo requerido para saturar ou ressecar um corpo de prova pode ser previsto.

As teorias de absorção de água por elementos sólidos é bem estudada pela engenharia de solos, que estabelece uma vinculação direta entre variações de gradiente de pressão, temperatura, concentração e campo eletrostático do solo, com a sua capacidade em absorver e reter água (LOW⁴¹, 1958).

Segundo VARGAS⁷² (1977), a água flui através dos interstícios existentes entre as moléculas dos diferentes corpos estudados,

onde pode ser armazenada, segundo um equilíbrio hidrostático entre o exterior e o interior da superfície. Este autor acredita que a água intersticial estará sujeita às forças atrativas das partículas, que decaem rapidamente com o distanciamento da superfície da molécula. Em seu trabalho, cita a lei preconizada por Henry Darcy, em 1856, na qual descreve a velocidade de percolação da água em função de gradientes hidráulicos, através da expressão: $v = ki$, onde k é constante de permeabilidade inerente a cada corpo, e i , o coeficiente de dificuldade de percolação de líquidos. Tais dados foram confirmados também por Reynolds, citado por **VARGAS⁷² (1977)**, trinta anos após publicações de Darcy.

Os principais fatores que produzem o movimento da água através dos elementos isotrópicos e homogêneos são determinados pelas seguintes regras: a) sob ação de pressão, a água fluirá do local de maior pressão para o de menor pressão; b) num campo eletrostático, o fluxo será do potencial mais elevado para o menor, isto é, para o pólo negativo; c) diante de um gradiente de temperatura, a água tenderá a fluir do ambiente de maior temperatura para o de menor; d) ante uma diferença de concentração de sais, haverá percolação no sentido do ponto de fração molar maior para o menor (**SOUTO SILVEIRA⁶⁴, 1967**). Este autor considera ainda que a pressão aplicada na superfície cresce proporcionalmente com a profundidade, segundo leis que dependem não só da intensidade das forças, mas também da espessura do corpo, distribuição das moléculas e suas disposições geométricas.

KUTLE³⁸ (1966), no entanto, considera que o elemento temperatura, na retenção de água pelo sólido, ainda não se encontra totalmente esclarecido. Inclui nas variáveis, o tempo em que o corpo fica exposto à ação da água, o qual poderá afetar o seu nível de absorção em função da

movimentação espontânea das moléculas de água para o interior do sólido, até a sua completa saturação.

Quando os corpos imersos em água são submetidos a aumento de pressão, poderão apresentar, além da compressão sobre o corpo, uma simples deformação, quando o corpo muda a sua forma sem variar o seu volume, ou uma dilatação, quando há aumento de volume. Este último fenômeno geralmente se associa a corpos cujas moléculas apresentam interstícios vazios, com um valor crítico que depende tanto do tamanho da molécula como do grau de afastamento apresentado entre elas. Em certos casos limites, entretanto, quando se combinam entre si circunstâncias como compressibilidade relativamente elevada, saturação completa, permeabilidade baixa e aplicação violenta de pressão externa, pode acontecer que a fase líquida absorva momentaneamente grande parte do líquido e, logo a seguir, não apresente mais absorção (**BOLT¹¹, 1956**).

Segundo **KUTLE³⁷ (1986)**, todos os fluidos aumentam sua viscosidade quando submetidos a aumento de pressão em temperaturas constantes, com exceção da água, que apresenta um decréscimo. Embora, a viscosidade dos líquidos decresça com o aumento da temperatura, essa não é afetada apreciavelmente pelas variações de pressão.

Sendo a resina acrílica constituída por macromoléculas de poli(metilmetacrilato), passíveis de apresentar sorção de água, que ocorre por difusão da água pelo interior dos polímeros, esse fenômeno geralmente envolve um período de tempo médio de 30 dias para ser completo. Essa sorção de água pela resina pode representar aumento na retentividade da prótese concluída.

3 . PROPOSIÇÃO

3. PROPOSIÇÃO

Este estudo teve por objetivo analisar o nível de sorção e de perda de água em resinas acrílicas polimerizadas por energia de microondas, submetidas aos seguintes tratamentos:

1- Sorção de água

1.1- Por 30 dias, à pressão ambiente e temperatura de 37°C;

1.2- Por 60 minutos, à pressão de 40 Lbs./pol² e temperatura de 90°C .

2- Perda de água

3.1– Em água destilada, à pressão ambiente e temperatura de 37°C;

3.2 - Em estufa, à pressão ambiente e temperatura de 37°C.

4 . METODOLOGIA

4. METODOLOGIA

4.1 - MATERIAIS

4.1.1 – Materiais e Equipamentos

Os materiais utilizados neste experimento, bem como suas marcas comerciais e fabricantes, estão dispostos no Quadro 1.

Quadro 1- Materiais utilizados durante o experimento (Nome Comercial, Fabricante e Quantidade utilizada).

Materiais	Nome Comercial	Fabricante	Quantidade
Resina Acrílica	Lucitone 550 [®]	Dentsply Ind. & Com.Ltda	21 g/10 ml
Gesso tipo III	Pasom [®]	Pasom Ind. e Com. Ltda	38 kg
Vaselina sólida	Vaselina neutra Sidepal [®]	Sidepal Ind. e Com. Ltda	1 pote
Lâmina de bisturi n° 11	Solidor [®]	Lamedid Comercial e Serviços Ltda	20
Isolante à base de gel	Cel-Lac [®]	SS White Artigos Dentários Ltda	1 pote
Lixa d'água n° 400, 500 e 600	Lixa d'água	3M	40

Os equipamentos utilizados, bem como seus fabricantes, estão dispostos no Quadro 2.

Quadro 2 – Equipamentos utilizados no experimento (Modelo e Fabricante)

Equipamento	Modelo	Fabricante
Mufla metálica	DCL nº 5,5 [®]	Bethil e Com. Ltda
Mufla de fibra de vidro	Onda Cryl [®]	Clássico S/A
Prensa hidráulica	-	Willy
Prensa de mão	Evang [®]	Evang
Termopolimerizadora	Termopolimerizadora	Righetto & Salin e Cia Ind. Bras.
Polimerizadora regulável	Polimerizadora regulável PP3000 [®]	Termotron
Forno de microondas	Forno de microondas MW - 1400 [®]	CCE da Amazônia S/A
Paquímetro digital	Paquímetro digital Stainless Hardned [®]	Stainless Hardned
Estufa	Estufa Fanem mod. 002 CB [®]	Fanem Ltda
Balança analítica	Balança analítica SA210 [®]	Scientech
Dessecador	Pirex [®]	Pirex England

4.1.2 - Matrizes utilizadas

Para confecção das amostras, foi utilizada uma matriz de aço inoxidável em forma de disco com dimensões pré-estabelecidas pela especificação nº 12 da **COUNCIL ON DENTAL AMERICAN ASSOCIATION - A. D. A.**¹⁷ (diâmetro de 50 ± 1 mm e espessura de $0,5 \pm 0,05$ mm.) (Figura 1B).

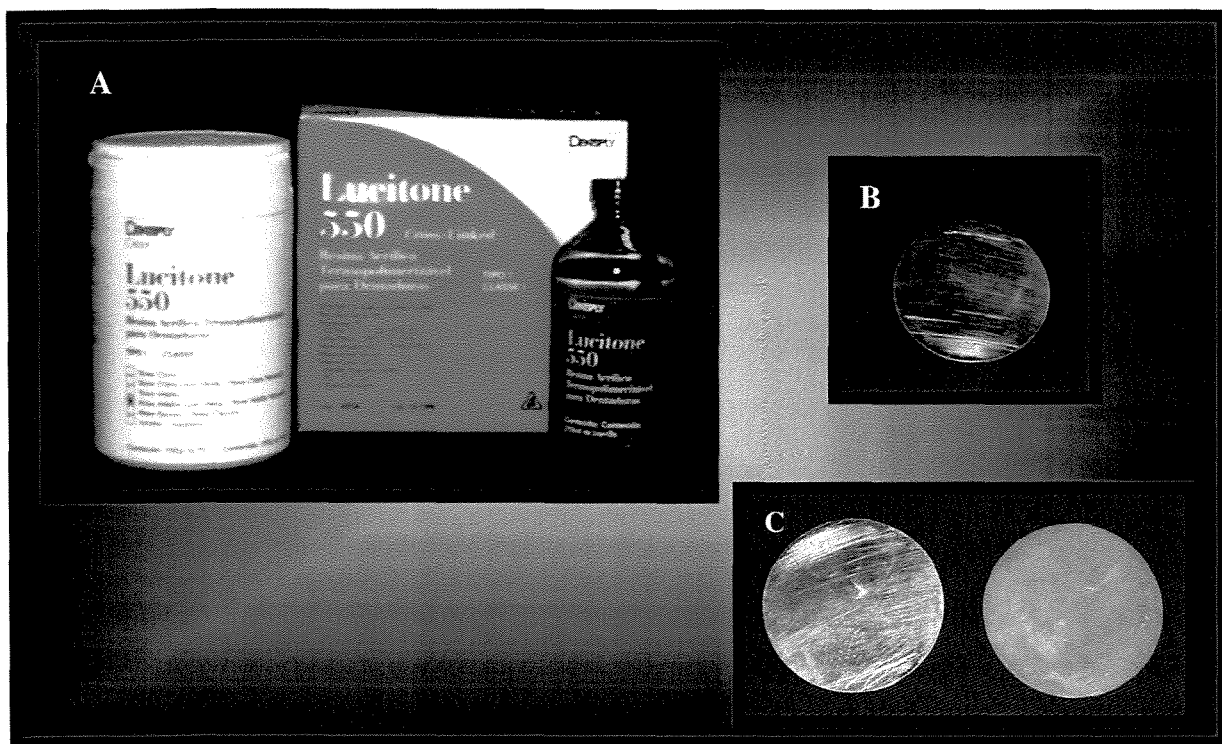


Figura 1: A- Resina Lucitone 550[®], B- Matriz de aço inox, C- Matriz junto com amostra pronta.

4.2 – MÉTODOS

4.2.1 - Preparo dos corpos de prova

4.2.1.1 - Inclusão das matrizes:

Foram confeccionados 80 corpos de prova para execução deste experimento. A matriz de aço foi isolada com uma camada de vaselina sólida e incluída com gesso tipo III, espatulado segundo as especificações do fabricante, na parte inferior tanto da mufla metálica (Figura 2) como da mufla para polimerização por energia de microondas (Figura 3). As muflas foram deixadas na bancada até a cristalização completa do gesso, quando a contra-mufla foi vaselinada com pincel macio e também preenchida com gesso tipo III (PHILLIPS⁴⁹, 1984) (Figura 4a e 4b). Após a cristalização do gesso e total resfriamento das muflas, estas foram abertas cuidadosamente e as matrizes removidas. Em seguida, ambas as partes das muflas foram lavadas em água quente, com uma escova macia e detergente, para a remoção de toda a vaselina, obtendo-se assim um molde para os corpos de prova. As muflas foram deixadas abertas em bancada até total secagem.

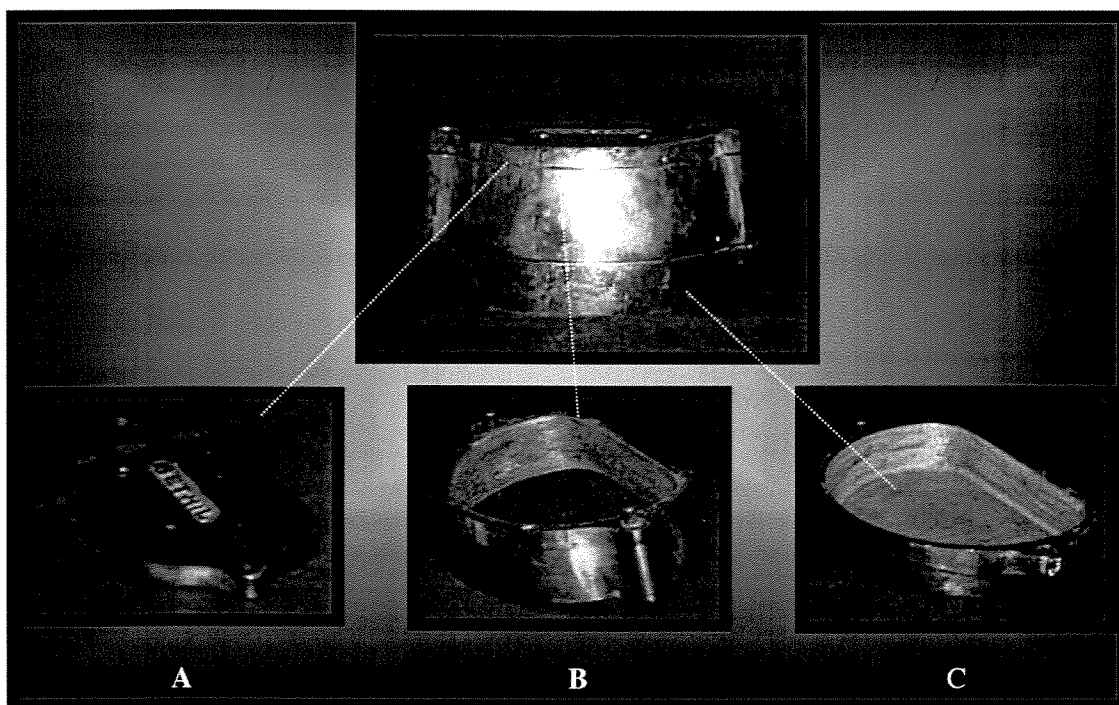


Figura 2: Mufla metálica, A – Tampa da mufla metálica; B – Contra-mufla; C – Mufla.

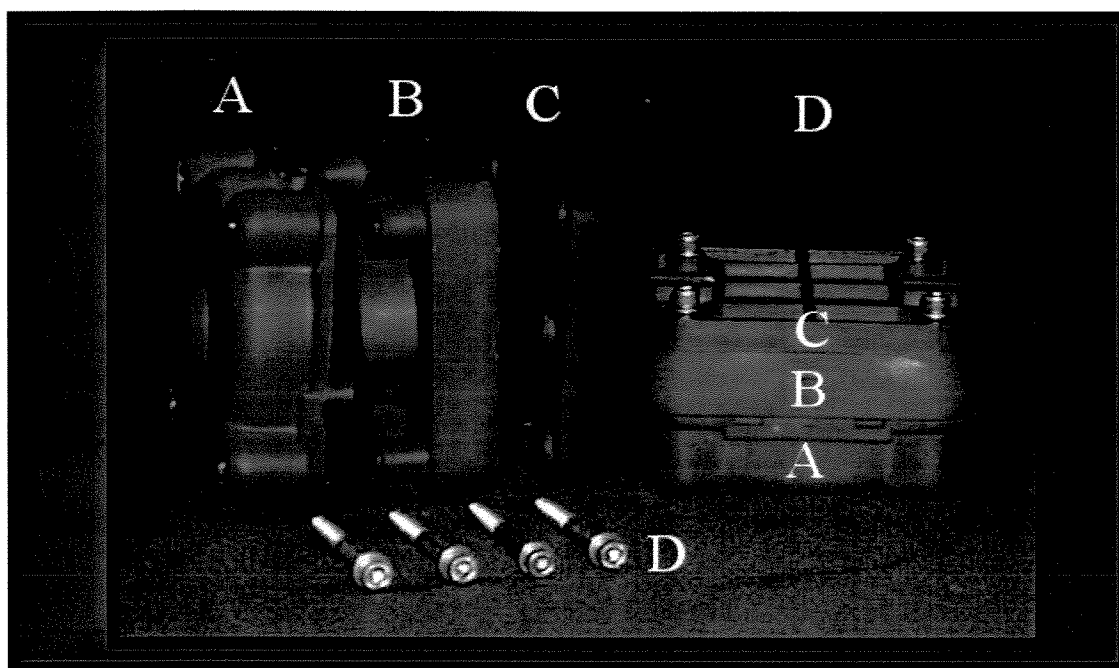


Figura 3: Mufla para polimerização por energia de microondas; A – Mufla; B – Contra-mufla; C – Tampa; D – Parafusos.

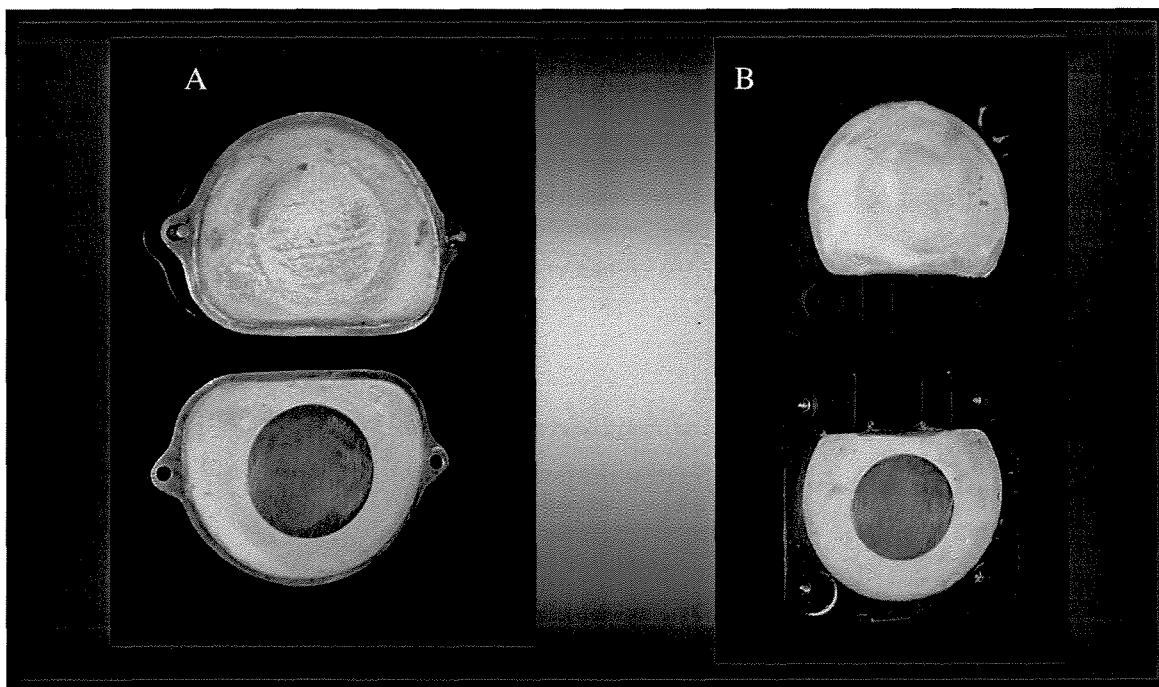


Figura 4: A - Mufla metálica com matriz incluída; B – Mufla para microondas com matriz incluída.

4.2.1.2 - Preenchimento dos moldes

As muflas e contra-muflas receberam uma camada fina de isolante à base de gel (Figura 5b); a resina acrílica foi pesada e manipulada, segundo as especificações do fabricante, sendo inserida no molde na fase plástica (**PHILLIPS⁴⁹, 1984**) (Figura 5a). Um pedaço de papel celofane foi colocado entre a mufla e a contra-mufla, sendo esta preenchida pela resina. Então, o conjunto foi fechado e comprimido vagarosamente até o seu completo fechamento, sendo mantido em prensa hidráulica até atingir uma pressão de 1250 Kg/f, por dois minutos, proporcionando um escoamento uniforme (**CARVALHO¹⁵, 1972**) (Figura 5d). Após a retirada da prensa, os

conjuntos foram abertos e o pedaço de papel celofane foi removido para que o excesso de resina fosse recortado (GRUNEWALD²⁸ *et.al.*, 1952) (Figura 5c).

Decorrido esse tempo, essas muflas foram transferidas para prensas de mão (Figura 5e). As muflas para energia de microondas passaram pelo mesmo processo de inclusão e prensagem, sendo parafusadas ao final (RIZZATTI-BARBOSA⁵⁵, 1995).

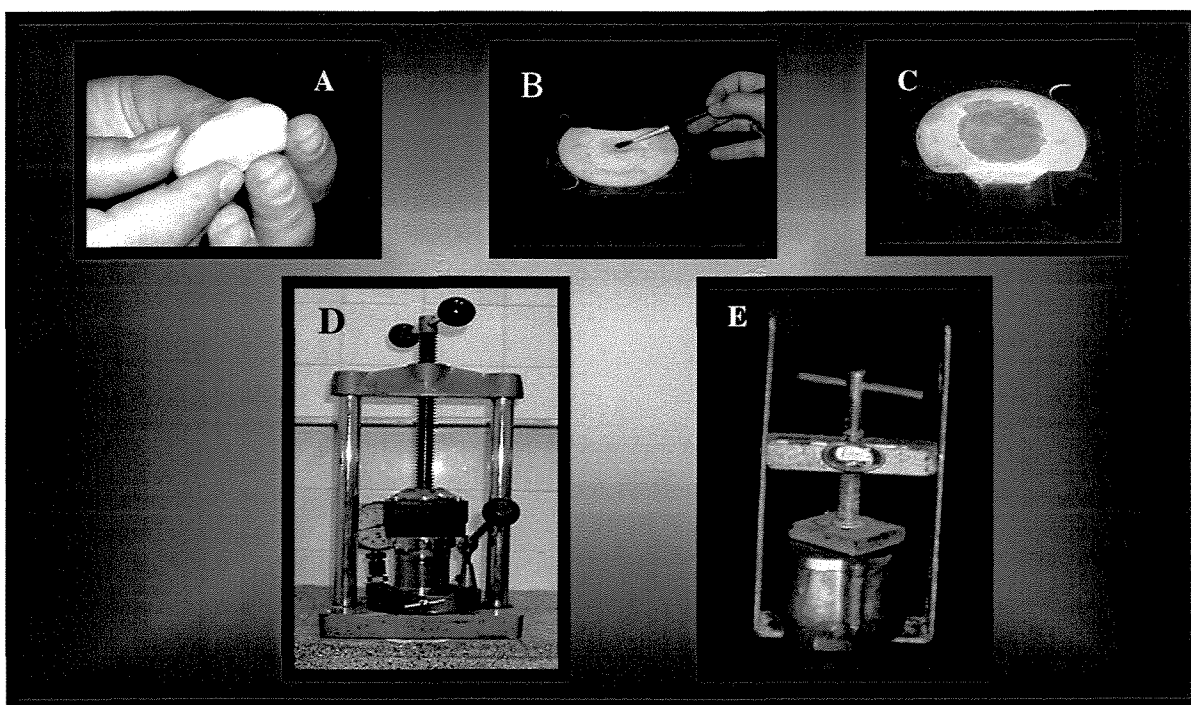


Figura 5: A – Resina manipulada na fase plástica; B – Isolante passado na mufla; C – Mufla aberta após a prensagem com papel celofane; d – Mufla de microondas na prensa hidráulica; E – Mufla metálica em prensa de bancada.

4.2.1.3 – Polimerização

Após a prensagem dos corpos de prova, as muflas metálicas foram levadas para a termopolimerizadora à temperatura ambiente, calibrada para atingir $73 \pm 1^{\circ}\text{C}$ e, assim, permaneceram por 9 horas (PHILLIPS⁴⁹, 1984). Decorrido o tempo de polimerização, as muflas foram retiradas da água e colocadas em bancada até o seu total resfriamento à temperatura ambiente.

As muflas para polimerização por energia de microondas foram inseridas dentro de um forno de microondas durante três minutos por aproximadamente 500 W à temperatura ambiente na posição vertical (Figura 6); em seguida, removidas do forno e colocadas em bancada até o seu total resfriamento (ILBAY³² *et.al.*, 1994).



Figura 6: Mufla para polimerização por energia de microondas em posição vertical.

4.2.1.4 - Acabamento das amostras

Todas as amostras, após serem removidas das muflas, tiveram suas rebarbas recortadas com lâminas de bisturi e foram lixadas, com lixa d'água números 400, 500 e 600, até atingirem as dimensões preestabelecidas de $50 \pm 0,05$ mm de diâmetro e $0,5 \pm 0,05$ mm de espessura (Figura 1c), aferidas com paquímetro digital.

4.2.1.5 – Grupos experimentais

As amostras, após o acabamento, foram secas com papel filtro e pesadas em uma balança analítica, divididas e enumeradas em oito grupos, com dez amostras em cada grupo e colocadas em caixas metálicas com suportes para que permanecessem em posição vertical, sem se tocarem. (Figura 7a, 7b, 7c). Os grupos de I a IV foram polimerizados por banho de água à $73 \pm 1^\circ\text{C}$ por 9 horas e os grupos de V a VIII, polimerizados por energia de microondas à 500W por três minutos.

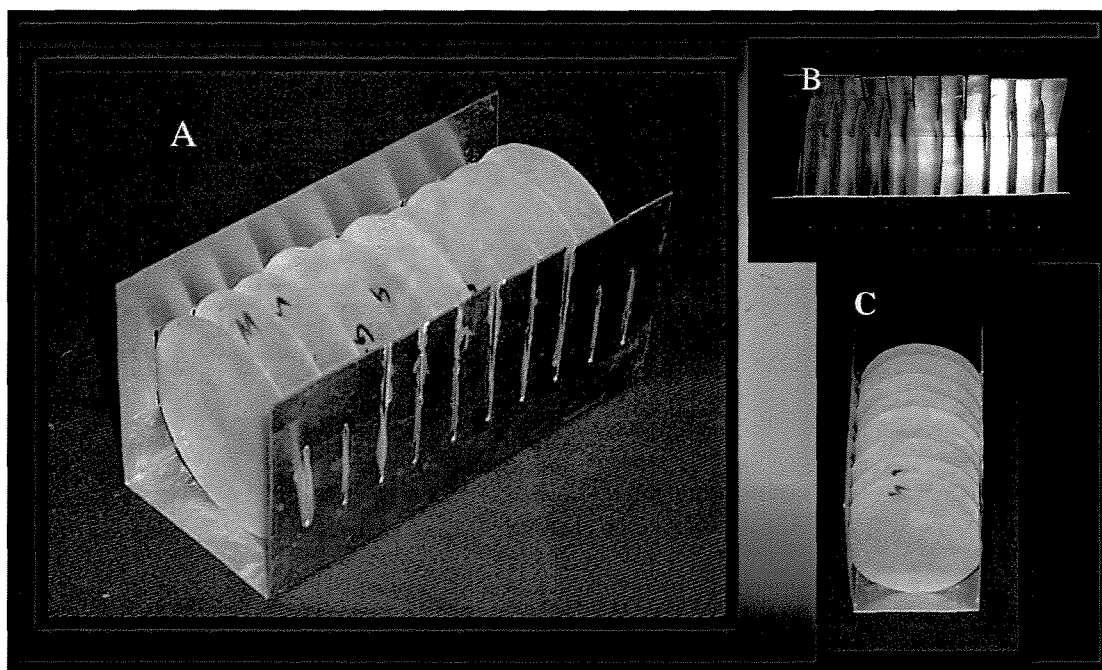


Figura 7: Suporte metálico com as amostras; A – vista diagonal; B – vista superior; C – vista frontal.

As amostras foram colocadas em um dessecador com cristais de sílica e mantidas dentro de uma estufa calibrada para uma temperatura constante de $37^{\circ}\text{C} \pm 2^{\circ}\text{C}$ (Figura 8). Essas amostras foram pesadas diariamente em uma balança analítica com precisão de 0,1 mg, até que a variação de seu peso não excedesse a 0,5 mg por um período de 24 horas (COUNCIL ON AMERICAN DENTAL ASSOCIATION - A.D.A¹⁷; 1975; JAGGER & HUGGET³³, 1990).

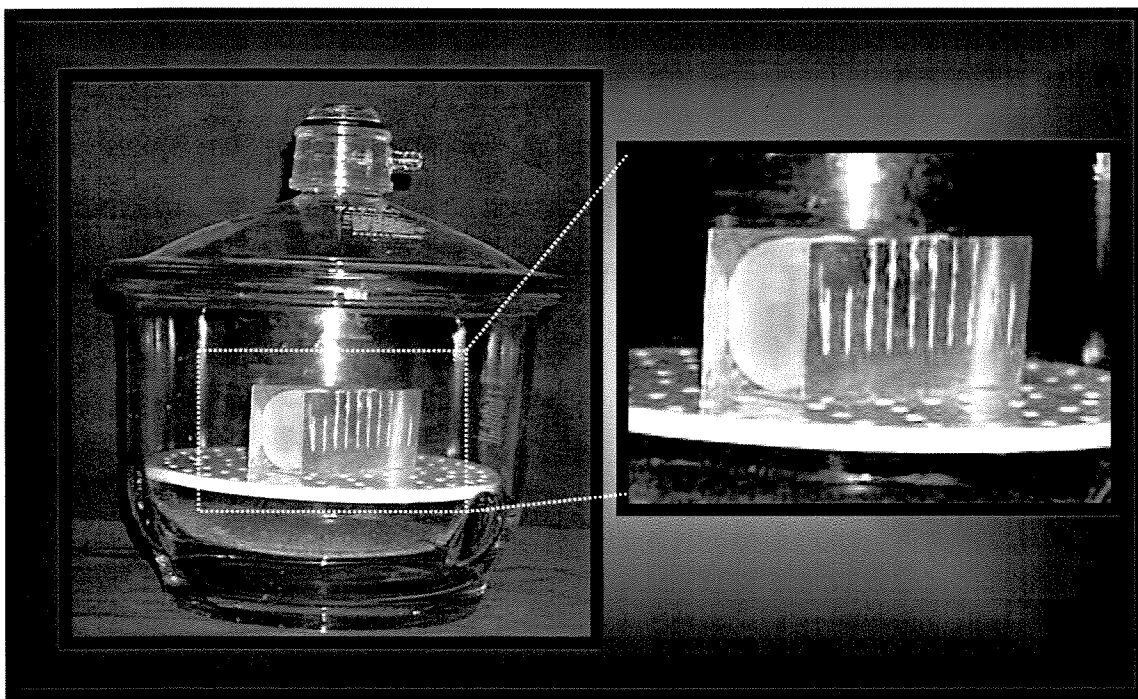


Figura 8: Dessecador com amostras dentro (vista aproximada no detalhe).

4.2.1.6 – Ensaio de sorção de água

Após esse período, as amostras foram colocadas em água destilada, seguindo os tratamentos descritos na Tabela 1.

Tabela 1 - Condições de pressão, temperatura e tempo utilizados no tratamento de sorção de água por cada grupo.

GRUPO	PRESSÃO	TEMPERATURA	TEMPO
I, III, V e VII	AMBIENTE	$37 \pm 2^\circ \text{C}$	30 dias
II, IV, VI e VIII	PRESSÃO 40 Lbs.	$90 \pm 2^\circ \text{C}$	60 minutos

Os grupos I, III, V e VII, cujas amostras permaneceram à pressão ambiente, foram mantidos dentro de um recipiente contendo água destilada em estufa seca ($37 \pm 2^\circ \text{C}$) (Figura 9a, 9b), durante o período do experimento (30 dias); enquanto os grupos II, IV, VI e VIII, cujas amostras permaneceram à pressão de 40 Lbs., à temperatura de 90°C por 60 minutos, foram mantidas em água destilada em uma polimerizadora regulável (FRAGA²⁵, 1998; NADIN⁴⁴, 1999) (Figura 9c). Após esses períodos, as amostras foram secas em papel absorvente por um minuto e pesadas novamente (DEL BEL CURY²¹, 1992). O valor para o índice de sorção de água foi calculado em função da seguinte relação (COUNCIL ON AMERICAN DENTAL ASSOCIATION - A.D.A.¹⁷ 1975):

$$\text{Sorção de água (mg/cm}^2\text{)} = \frac{\text{Peso Final (mg)} - \text{Peso inicial (mg)}}{\text{Área superficial (cm}^2\text{)}}$$

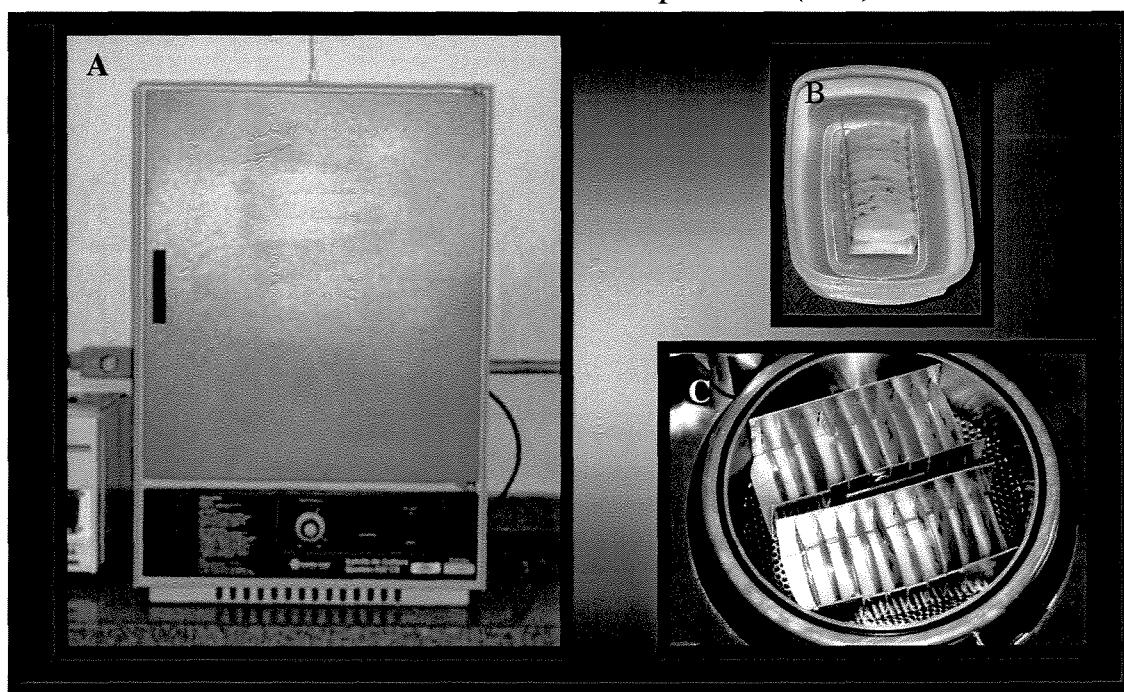


Figura 9: A – estufa utilizada no experimento; B – amostras dentro de um recipiente contendo água ;
C – amostras dentro da polimerizadora PP3000.

4.2.1.7 – Ensaio de perda de água

Após o término da fase de sorção de água os grupos foram conduzidos à outra fase do experimento, de acordo com a Tabela 2.

Tabela 2 - Condições de pressão, temperatura e ambiente utilizados no tratamento de perda de água para cada grupo.

GRUPO	PRESSÃO	TEMPERATURA	AMBIENTE
I, II, V e VI	AMBIENTE	$37 \pm 2^\circ \text{C}$	Estufa seca
III, IV, VII e VIII	AMBIENTE	$37 \pm 2^\circ \text{C}$	Água destilada + Estufa seca

As amostras dos grupos I, II, V e VI permaneceram dentro da estufa seca à $37 \pm 2^\circ \text{C}$, sem contato com a água e as dos grupos III, IV, VII e VIII, dentro de um recipiente com água destilada e na estufa seca para atingir a temperatura de $37 \pm 2^\circ \text{C}$ (Figura 10a, 10b, 10c). As amostras foram removidas, secas em papel absorvente por um minuto e pesadas, diariamente, durante um período de sete dias (DEL BEL CURY²¹, 1992; FRAGA²⁵, 1998). (Figura 11).

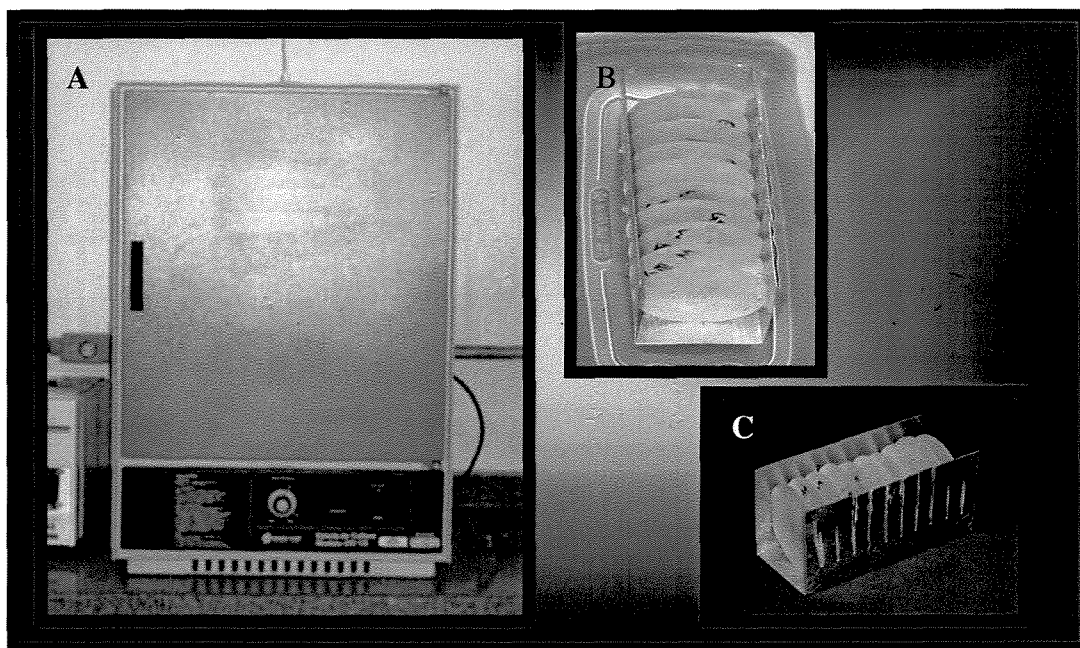


Figura 10: A – estufa utilizada no experimento; B – amostras dentro de um recipiente contendo água dentro da estufa ; C – amostras no suporte dentro da estufa seca.

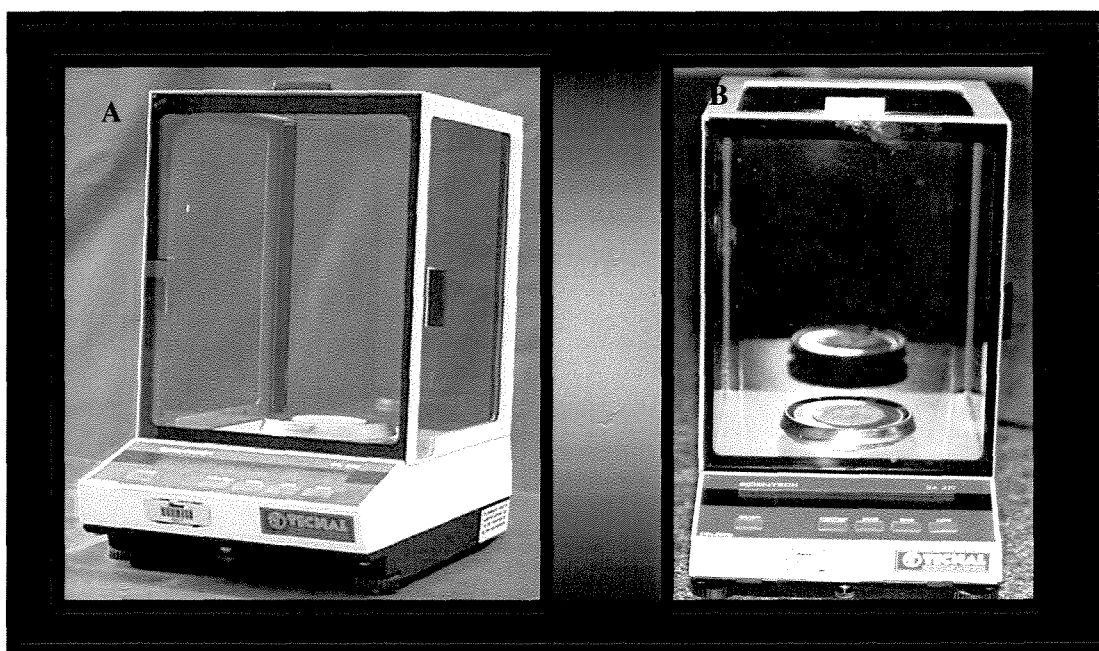


Figura 11: Balança analítica com a amostra dentro

4.3 – Análise Estatística

As hipóteses iniciais eram:

H_0 : não existe diferença entre as médias de Polimerização;

H_0 : não existe diferença entre as médias dos tipos Sorção;

H_0 : não existe diferença entre as médias dos tipos de Perda de água;

H_0 : não existe diferença entre as médias de Polimerização dentro dos tipos de Sorção e *vice-versa*;

H_0 : não existe diferença entre as médias de Polimerização dentro dos tipos de Perda de água e *vice-versa*;

H_0 : não existe diferença entre as médias de tipos de Sorção dentro de tipos de Perda de água e *vice-versa*;

Para se testar essas hipóteses, foram utilizadas a estatísticas *t* Student para duas amostras com variâncias desconhecidas mas supostas equivalentes (1) e para duas amostras com variâncias desconhecidas mas consideradas diferentes (2) (**PIMENTEL GOMES⁵⁰, 1987; STEEL & TORRIE⁶⁶, 1960, VIEIRA⁷³, 1989, COSTA NETO¹⁸, 1977**), cujas expressões são dadas por:

$$t_{\text{obs}} = \frac{\bar{x}_1 - \bar{x}_2}{S_c \sqrt{\frac{1}{n_1} + \frac{1}{n_2}}} \sim t_{[\alpha; (n_1+n_2-2)gl]} \quad , e \quad (1)$$

$$t_{\text{obs}} = \frac{\bar{x}_1 - \bar{x}_2}{\sqrt{\frac{s_1^2}{n_1} + \frac{s_2^2}{n_2}}} \sim t_{[\alpha; v gl]} \quad , \quad (2)$$

onde:

\bar{x}_1 e \bar{x}_2 são as médias de diferenças encontradas entre os dois níveis de um fator, respectivamente (por exemplo, média das diferenças entre a Polimerização com BANHO DE ÁGUA e com MICROONDAS);

n_1 e n_2 representam, respectivamente, o número de amostras de um nível de um fator e o número de amostras do outro nível desse mesmo fator;

$t_{[\alpha; (n_1+n_2-2)gl]}$ é o valor tabelado, a um nível α de significância (erro) e n_1+n_2-2 graus de liberdade;

S_c é o desvio padrão comum entre as amostras:

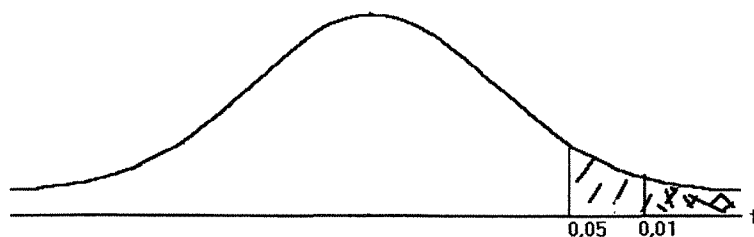
$$S_c = \sqrt{\frac{(n_1 - 1)s_1^2 + (n_2 - 1)s_2^2}{n_1 + n_2 - 2}};$$

s_1^2 e s_2^2 são, respectivamente, as variâncias estimadas de um nível e do outro nível de um mesmo fator;

$t_{[\alpha; v gl]}$ é o valor tabelado, a um nível α de significância (erro) e v graus de liberdade, onde v é dado por:

$$v = \frac{\left(\frac{s_1^2}{n_1} + \frac{s_2^2}{n_2} \right)^2}{\frac{\left(\frac{s_1^2}{n_1} \right)^2}{n_1 - 1} + \frac{\left(\frac{s_2^2}{n_2} \right)^2}{n_2 - 1}}.$$

Em ambos os casos, se $t_{obs} > t_{tab}$ considera-se a diferença entre as duas médias como significativa. Consideraram-se os níveis de significância de 1% e 5% ($\alpha \leq 0,01$ e $\alpha \leq 0,05$, respectivamente).



Antes de se proceder aos testes de comparação de médias, realizou-se, porém, a comparação das variâncias dos grupos (níveis dos fatores) que se iria comparar, para identificar qual das duas expressões do teste t seria utilizada. A comparação das variâncias foi realizada utilizando a estatística F , dada pela seguinte expressão:

$$F_{\text{obs}} = \frac{S_{\text{max}}^2}{S_{\text{min}}^2} \sim F_{[\alpha; (n_1-1)gl; (n_2-1)gl]} \quad ,$$

Sempre que o valor de F_{obs} foi maior que o valor de F_{tab} , considerando-se um nível de significância de 5%, rejeitou-se a hipótese de que as variâncias são iguais, e utilizou-se a expressão (2) do teste t . Nos demais casos foi utilizado a expressão (1) do teste t .

5 . RESULTADOS

5 . RESULTADOS

A Tabela 3 mostra os resultados do Teste F - comparação das variâncias - para as variáveis sorção e perda de água.

Tabela 3 – Valores calculados de F para comparação das variâncias de Sorção e Perda de água.

COMPARAÇÕES ENTRE	VARIÁVEIS	
	Sorção	Perda de água
1. Polimerizações	3,70 **	1,36 ^{ns}
2. Tipos de Sorção	16,60 **	1,13 ^{ns}
3. Tipos de Perda de água	-	1,47 ^{ns}
4. Polimerizações dentro de Sorção AMBIENTE	1,60 ^{ns}	1,28 ^{ns}
5. Polimerizações dentro de Sorção 40 Lbs.	1,17 ^{ns}	1,27 ^{ns}
6. Tipos de Sorção dentro da Polimerização BANHO DE ÁGUA	18,55 **	1,15 ^{ns}
7. Tipos de Sorção dentro da Polimerização MICROONDAS	13,58 **	1,16 ^{ns}
8. Polimerizações dentro de Perda de água ESTUFA SECA	-	7,20 **
9. Polimerizações dentro de Perda de água ÁGUA DESTILADA	-	28,27 **
10. Tipos de Sorção dentro de Perda de água ESTUFA SECA	-	2,33 ^{ns}
11. Tipos de Sorção dentro de Perda de água ÁGUA DESTILADA	-	28,41 **
12. Tipos de Perda de água dentro de Polimerização BANHO DE ÁGUA	-	6,97 **
13. Tipos de Perda de água dentro de Polimerização MICROONDAS	-	1,77 ^{ns}
14. Tipos de Perda de água dentro de Sorção AMBIENTE	-	18,59 **
15. Tipos de Perda de água dentro de Sorção 40 Lbs.	-	3,56 **

** = Significativo pelo teste F, ao nível de 1% ($\alpha \leq 0,01$);

ns = Não significativo, considerando-se como n.m.s. 5% ($\alpha > 0,05$).

Para sorção observa-se que apenas as variâncias das polimerizações dentro dos tipos de sorção podem ser consideradas iguais, já para perda de água as variâncias envolvendo perda de água como fator foram consideradas todas diferentes, exceção feita à perda de água isoladamente, entre tipos de sorção dentro de perda de água na estufa seca e entre tipos de perda de água dentro de polimerização microondas. Baseando-se na Tabela 3 efetuou-se o teste t.

Pela Tabela 4 e Gráfico 1, pode-se observar que houve diferença significativa quando analisadas as médias de sorção em relação ao tipo de polimerização dentro do tipo de sorção, mostrando uma média maior para polimerização por energia de microondas.

Tabela 4 – Médias de sorção de água em função do tipo de polimerização

Polimerização	Tipo de Sorção	Sorção
Banho de água	Ambiente	0,00165 a
Microondas	Ambiente	0,00224 b

Médias seguidas de letras minúsculas diferentes, nas colunas, diferem entre si pelo teste “t”, ao nível 1% ($\alpha \leq 0,01$)

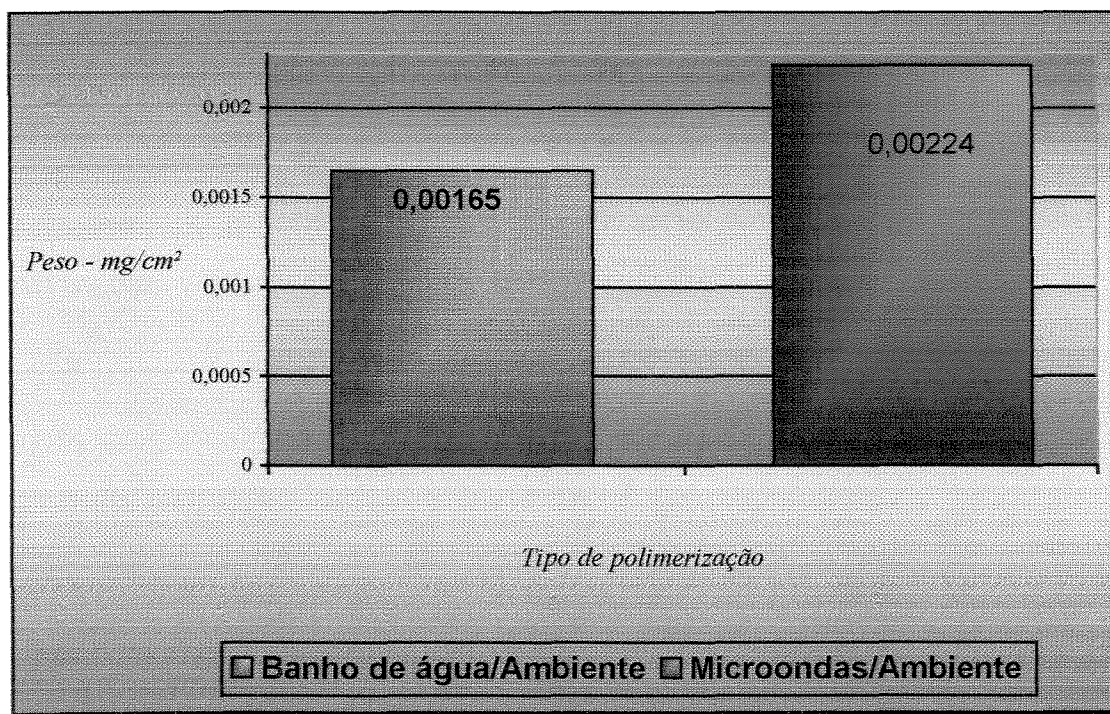


Gráfico 1 – Médias de sorção de água em função do tipo de polimerização dentro de sorção ambiente.

Analizando as médias de sorção de água em função do tipo de polimerização dentro de sorção pressão 40 Lbs., a Tabela 5 e o Gráfico 2 mostram resultados significantes entre os tipos de polimerização, com médias maiores para banho de água.

Tabela 5 - Médias de sorção de água em função do tipo de polimerização dentro de sorção pressão 40 Lbs.

Polimerização	Tipo de Sorção	Sorção
Banho de água	Pressão 40 Lbs.	0,00174 a
Microondas	Pressão 40 Lbs.	0,00159 b

Médias seguidas de letras minúsculas diferentes, nas colunas, diferem entre si pelo teste “t”, ao nível 1% ($\alpha \leq 0,01$)

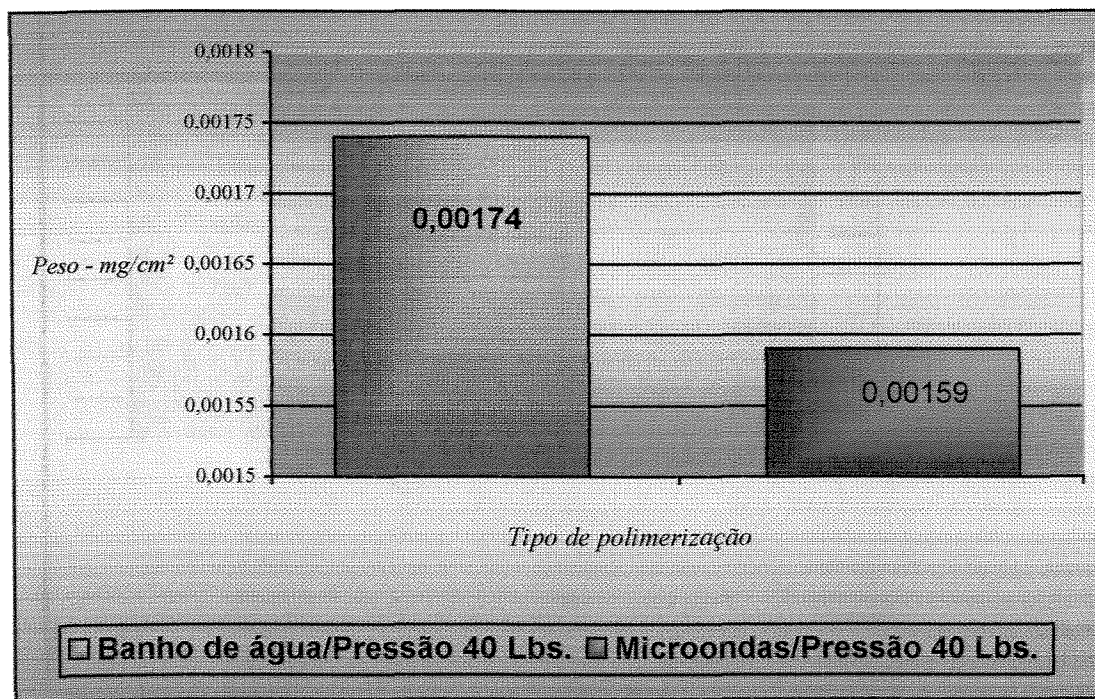


Gráfico 2 - Médias de sorção de água em função do tipo de polimerização dentro de sorção pressão 40 Lbs.

Na Tabela 6 e no Gráfico 3, comparam-se as médias de sorção de água em relação ao tipo de polimerização banho de água dentro dos dois tipos de sorção, não havendo diferença significativa entre elas: a resina polimerizada por banho de água, submetida ao aumento de pressão para o teste de sorção, obteve resultado igual ao grupo controle (banho de água/ ambiente).

Tabela 6 - Médias de sorção de água em função dos tipos de polimerização (Banho de água) dentro de sorção ambiente/pressão 40 Lbs..

Polimerização	Tipo de Sorção	Sorção
Banho de água	Ambiente	0.00165 a
Banho de água	Pressão 40 Lbs.	0,00174 a

Médias seguidas de letras minúsculas diferentes, nas colunas, diferem entre si pelo teste “t”, ao nível 1% ($\alpha \leq 0,01$)

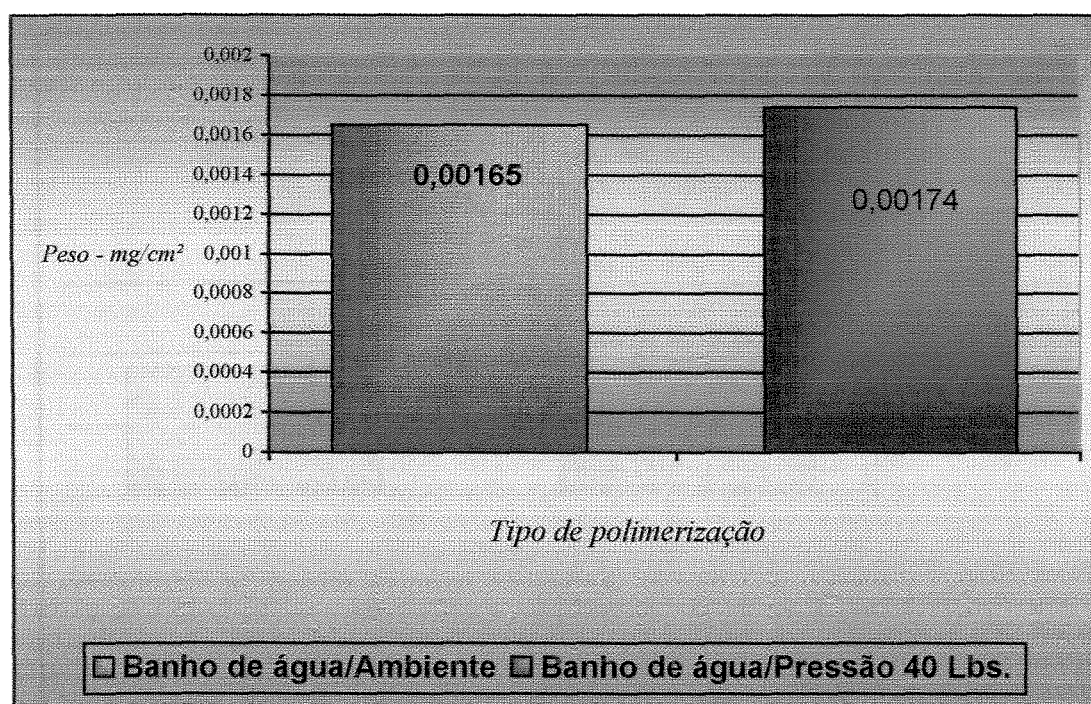


Gráfico 3 - Médias de sorção de água em função do tipo de polimerização (Banho de água) dentro de sorção ambiente/pressão 40 Lbs.

Na Tabela 7 e no Gráfico 4, comparam-se as médias de sorção de água em relação ao tipo de polimerização microondas dentro dos dois tipos de sorção, havendo diferença significativa entre elas: a resina polimerizada por microondas e submetida ao tipo de sorção ambiente, obteve resultado maior do que quando submetida ao tratamento com pressão.

Tabela 7 - Médias de sorção de água em função dos tipos de polimerização (Microondas) dentro de sorção ambiente/pressão 40 Lbs.

Polimerização	Tipo de Sorção	Sorção
Microondas	Ambiente	0.00224 b
Microondas	Pressão 40 Lbs.	0,00174 a

Médias seguidas de letras minúsculas diferentes, nas colunas, diferem entre si pelo teste “t”, ao nível 1% ($\alpha \leq 0,01$)

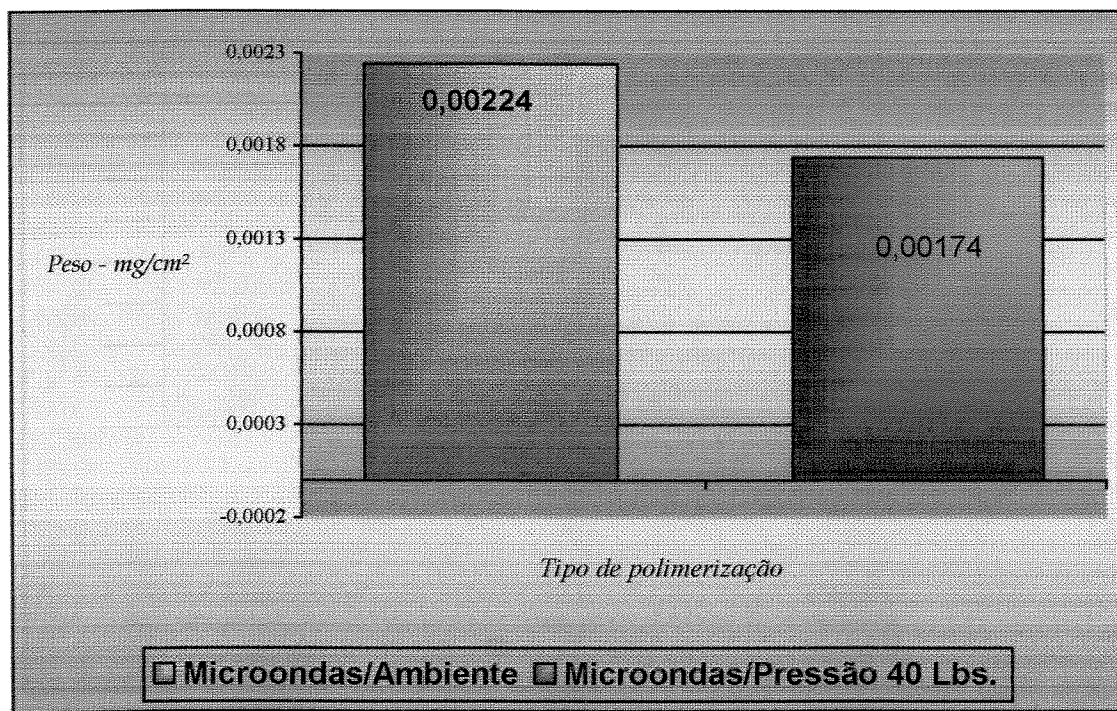


Gráfico 4 - Médias de sorção de água em função do tipo de polimerização (Microondas) dentro de sorção ambiente/pressão 40 Lbs.

Na Tabela 8 e no Gráfico 5, comparam-se as médias de sorção de água em função dos tipos de polimerização dentro dos dois tipos de sorção, não havendo diferença significativa entre elas: a resina polimerizada por microondas e submetida ao tipo de sorção pressão 40 Lbs., obteve resultado igual ao banho de água (grupo controle).

Tabela 8 - Médias de sorção de água em função dos tipos de polimerização dentro do tipo de sorção ambiente/pressão 40 Lbs.

Polimerização	Tipo de Sorção	Sorção
Banho de água	Ambiente	0,00165 a
Microondas	Pressão de 40 Lbs.	0,00159 a

Médias seguidas de letras minúsculas diferentes, nas colunas, diferem entre si pelo teste "t", ao nível 1% ($\alpha \leq 0,01$)

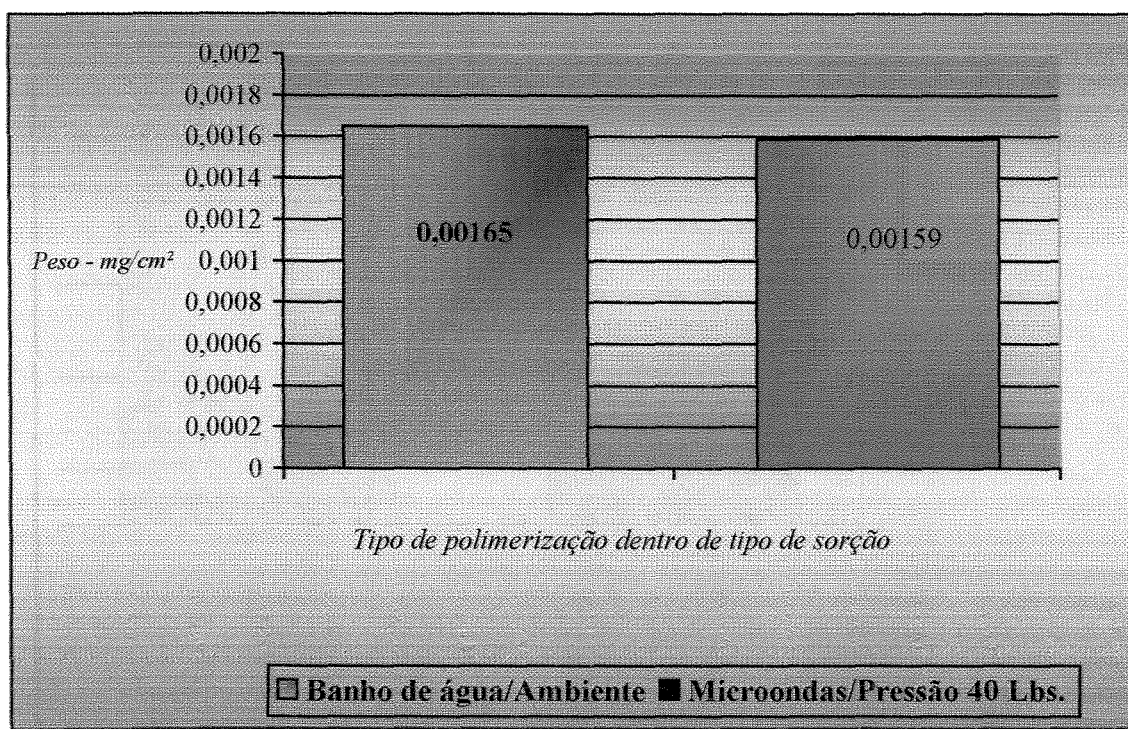


Gráfico 5 - Médias de sorção de água em função do tipo de polimerização dentro do tipo de sorção de água.

Quando analisadas as médias de perda de água, em função do tipo de polimerização banho de água, pela Tabela 9 e Gráfico 6, nota-se diferença significativa entre estufa seca e água destilada, com resultado maior para água destilada. Nota-se ainda, que apesar de ser analisada a perda de água dentro de água destilada, as amostras continuaram ganhando peso em relação a estufa seca.

Tabela 9 - Médias de perda de água em função do tipo de polimerização (Banho de água) dentro dos tipos de perda de água.

Polimerização	Tipo de perda de água	Perda de água
Banho de água	Estufa seca	-0,00177 a
Banho de água	Água destilada	0,00012 b

Médias seguidas de letras minúsculas diferentes, nas colunas, diferem entre si pelo teste "t", ao nível 1% ($\alpha \leq 0,01$)

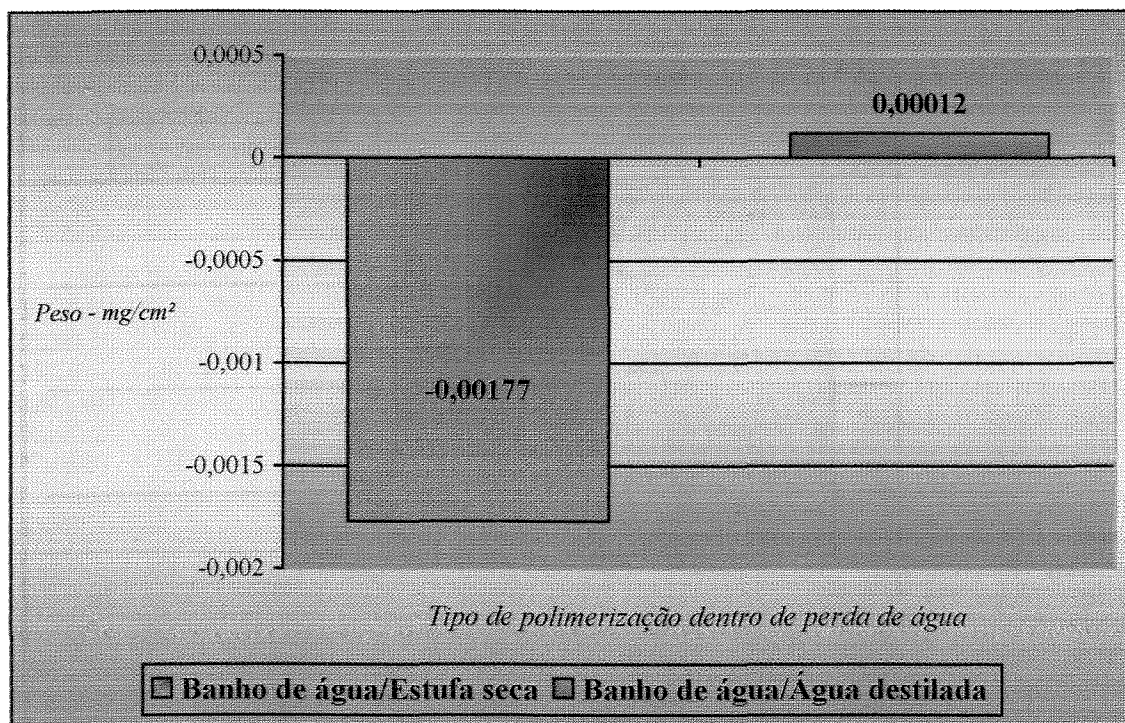


Gráfico 6 - Médias de perda de água em função do tipo de polimerização (Banho de água) dentro do tipo de perda de água.

A Tabela 10 e o Gráfico 7 mostram resultados significativos quando analisadas as médias de perda de água em função do tipo de polimerização (microondas) dentro dos tipos de perda de água, mostrando média maior e positiva para água destilada, que representa um aumento de peso, diferente da estufa seca que apresentou resultado negativo, logo perdeu peso.

Tabela 10 - Médias de perda de água em função do tipo de polimerização (Microondas) dentro do tipo de perda de água

Polimerização	Tipo de perda de água	Perda de água
Microondas	Estufa seca	-0,00181 a
Microondas	Água destilada	0,00033 b

Médias seguidas de letras minúsculas diferentes, nas colunas, diferem entre si pelo teste “t”, ao nível 1% ($\alpha \leq 0,01$)

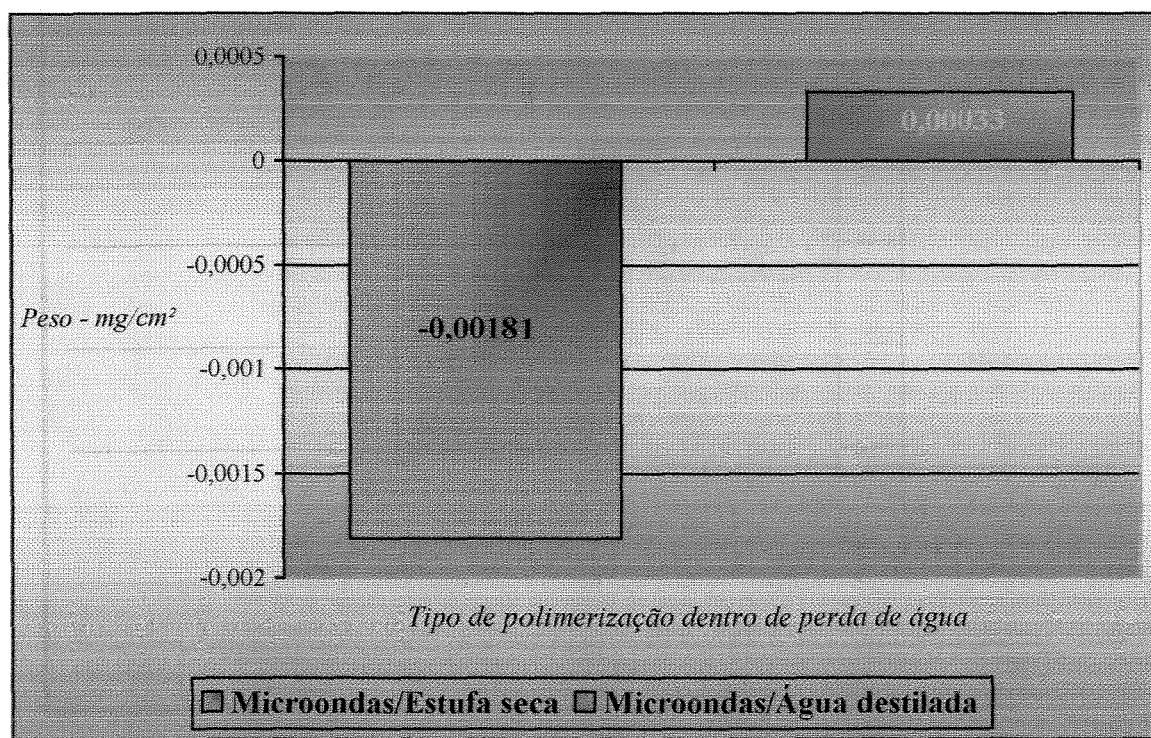


Gráfico 7 - Médias de perda de água em função do tipo de polimerização (Microondas) dentro do tipo de perda de água.

Ao analisar a Tabela 11 e o Gráfico 8, pode-se verificar que houve diferença significativa entre as médias de perda de água em função do tipo de sorção (ambiente). Observa-se menor média para o tipo de sorção ambiente no teste de perda de água à 37°C em estufa seca. Observa-se, também, que as médias foram negativas, significando que as amostras perderam peso dentro da estufa.

Tabela 11 - Médias de perda de água em função do tipo de sorção de água (ambiente) dentro do tipo de perda de água.

Tipo de sorção	Tipo de perda de água	Perda de água
Ambiente	Estufa seca	-0,00198 a
Ambiente	Água destilada	0,00010 b

Médias seguidas de letras minúsculas diferentes, nas colunas, diferem entre si pelo teste “t”, ao nível 1% ($\alpha \leq 0,01$)

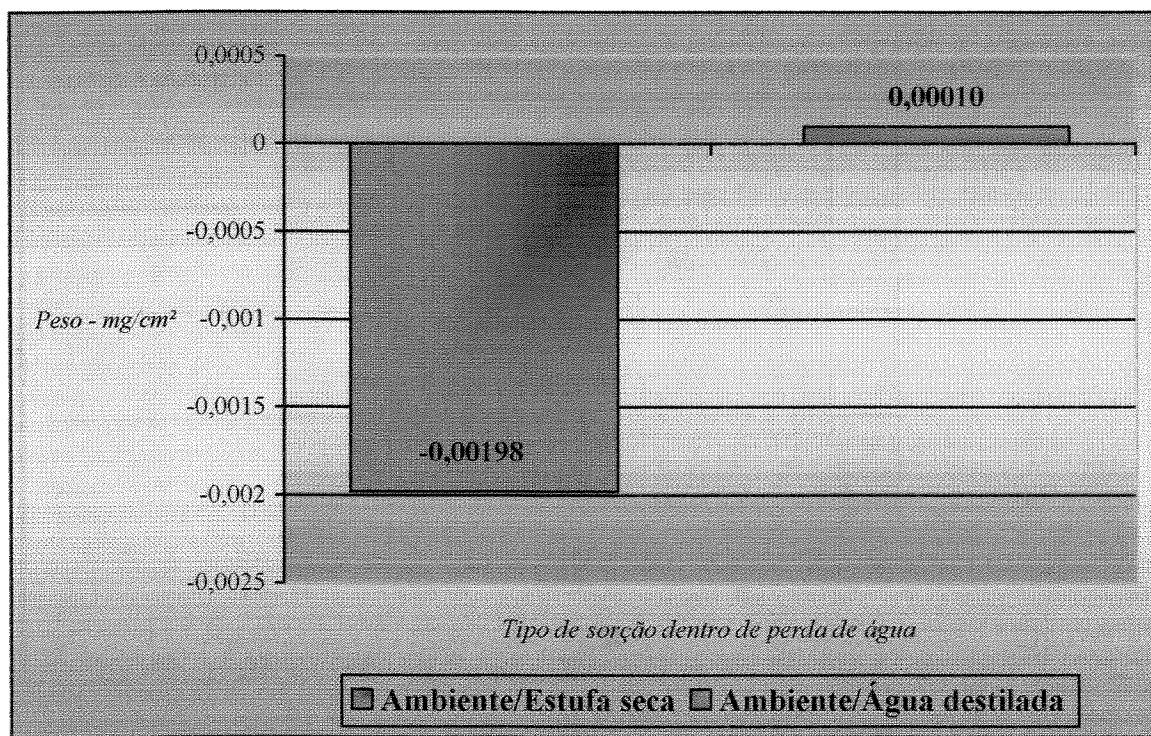


Gráfico 8 - Médias de perda de água em função do tipo de sorção de água (ambiente) dentro do tipo de perda de água.

Na análise do tipo de sorção em relação à perda de água, a Tabela 12 e o Gráfico 9 mostram que houve diferença significativa entre as médias de perda de água quando analisado o tratamento de pressão de 40 Lbs. dentro do tipo de perda de água, mostrando resultado maior novamente para água destilada, resultado de um ganho de peso.

Tabela 12 - Médias de perda de água em função do tipo de sorção de água (pressão de 40 Lbs.) dentro

Tipo de sorção	Tipo de perda de água	Perda de água
Pressão 40 Lbs.	Estufa seca	-0,00159 a
Pressão 40 Lbs.	Água destilada	0,00035 b

Médias seguidas de letras minúsculas diferentes, nas colunas, diferem entre si pelo teste "t", ao nível 1% ($\alpha \leq 0,01$)

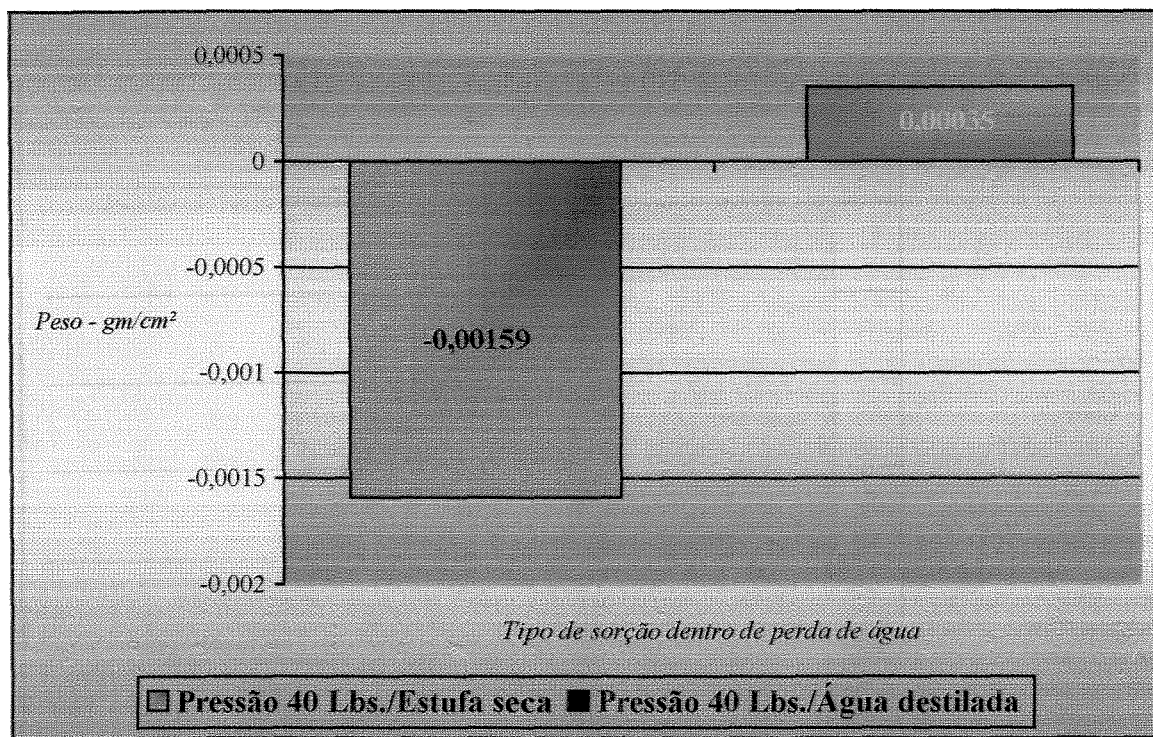


Gráfico 9 - Médias de perda de água em função do tipo de sorção de água (pressão de 40 Lbs.) dentro do tipo de perda de água.

6 . DISCUSSÃO

6. DISCUSSÃO

A resina acrílica é composta por moléculas de metilmetacrilato que, uma vez processadas, se unem formando macromoléculas de poli(metilmetacrilato). Como **BARBER⁷ (1934)**, também acredita-se que quanto maior for o grau de polimerização de uma resina, melhores tenderão a ser suas propriedades físico-químicas.

A reação química em cadeia entre os monômeros da resina acrílica pode se dar por condensação ou por reações de adição simples. A resina utilizada no presente trabalho envolve reações por adição dos monômeros, através de uniões químicas covalentes, em que não se observou alteração de composição química durante a polimerização (**PHILLIPS⁴⁹, 1984**).

O método de polimerização por energia de microondas vem sendo testado como meio alternativo de polimerização de resinas acrílicas, com o intuito de diminuir o tempo de polimerização (**NISHII⁴⁵, 1968; TAKAMATA⁶⁹ et.al., 1989; DEL BEL CURY²¹, et.al., 1992; KIMURA³⁵ et.al., 1983; NADIM⁴⁴, 1999; RIZZATTI-BARBOSA⁵⁵, 1995; PITTA⁵¹, 1997**).

As macromoléculas de poli(metilmetacrilato) são moléculas gigantes, de tamanho quase ilimitado, que apresentam uma conformação espacial heterogênea e altamente complexa, com espaços vazios descontínuos e desiguais em seus interstícios, os quais variam de acordo com a sua composição (**ANUSAVICE⁵, 1996**).

Uma das principais propriedades das resinas acrílicas encontra-se relacionada às propriedades polares dos polímeros e à presença física destes

espaços. Trata-se de sua capacidade de sorver água, quando imersas em meio líquido (ANTHONY & PEYTON⁴, 1962; BARBER⁷, 1934; BRADEN¹², 1964; CAMPBELL¹³, 1956; GOODKIND & SCHULTE²⁶, 1970; GRUNEWALD²⁸ *et.al.*, 1952; HARMAN²⁹, 1949, KIMBAL³⁴, 1938; NADIM⁴⁴, 1999; RIZZATTI-BARBOSA⁵⁵ *et.al.*, 1995, SKINNER & COOPER⁶³, 1943, SKINNER & CHUNG⁶², 1951; SCHOONOVER & SWEENEY⁵⁹, 1938; SWEENEY⁶⁷, 1939; TAYLOR⁷⁰, 1941). O mecanismo de absorção dos líquidos ocorre por difusão das moléculas de água entre as macromoléculas dos polímeros, e se dá conforme as leis matemáticas de difusão. Tal propriedade, embora para alguns autores seja tida como negativa, constitui-se, segundo outros, num elemento favorável à resina utilizada na elaboração de próteses removíveis, totais ou parciais porque, após absorverem água, conferem maior retentividade à base da prótese em contato com a fibromucosa. Provavelmente isso aconteça porque as macromoléculas são forçadas a se afastarem pela difusão de água, tornando-se mais móveis, liberando a tensão inerente à contração de polimerização.

O coeficiente de difusão da água entre os polímeros depende da temperatura do meio líquido em que são armazenados após terem sido processados. À 23°C , segundo ANUSAVICE⁵ (1996), a sorção de água é duas vezes menor do que quando a amostra de resina é armazenada à 37°C. Alguns trabalhos demonstram que, à 25°C, foi necessário um tempo de armazenagem de um ano, para que o peso das amostras se estabilizasse (SWEENEY⁶⁷, 1939). Outros autores, DOGAN²³ *et.al.* (1995), observaram que, nesta mesma temperatura, o peso das amostras tornou-se estável após 25 dias de imersão em água.

Normalmente os períodos preconizados, para que os níveis de sorção de água sejam considerados viáveis, variam de autor para autor, em função de diferentes condições experimentais, nas quais se encontram diversos períodos, como 24 horas (PEARSON & LONGMAN⁴⁶, 1989), 7 dias (TRUONG⁷¹ *et.al.*, 1988; DEL BEL CURY²¹ *et. al.*, 1992), 17 dias (PHILLIPS⁴⁹, 1984), 21 dias (SKINNER⁶³, 1943), 30 dias (BEVAN¹⁰ *et.al.*, 1969; FRAGA²⁵, 1998; GOTUSSO²⁷ *et.al.*, 1969; JAGGER & HUGGET³³, 1990; RIZZATTI-BARBOSA⁵⁵, 1995; SKINNER⁶³, 1943; SKINNER & CHUNG⁶², 1951), 60 dias (DOGAN²³ *et.al.*, 1995), 224 dias (ANTHONY & PEYTON⁴, 1962), e até mesmo um ano (SWEENEY⁶⁷, 1939). Para o presente experimento, foi utilizado o período de 30 dias para as amostras dos grupos controle, por este, normalmente, ser o mais aceito para o processo de absorção de água pelas resinas armazenadas à 37°C. Utilizou-se água destilada no presente experimento, para evitar a interferência de outros resíduos da água sobre a propriedade de sorção da resina. A temperatura selecionada visou simular as condições da temperatura bucal(RIZZATTI-BARBOSA⁵⁵, 1995).

De acordo com a Tabela 4 e o Gráfico 1, encontra-se diferença significativa, quando o índice de sorção é analisado, relacionando o tipo de polimerização dentro da sorção ambiente. O método de polimerização por energia de microondas obteve resultados de sorção maiores. Este fato pode ser explicado pela temperatura utilizada na polimerização, que pode determinar menor ou maior grau de distorção à resina e levá-la à uma maior absorção de água. O fato pode estar relacionado também com a presença de monômero residual presente na massa da resina, autores como KIMURA³⁵ *et.al.* (1983) observaram que, com 20 segundos de exposição, a resina atingiu 65°C quando

submetida ao aquecimento por energia de microondas, ao passo que foram necessários 30 minutos para que esta temperatura fosse atingida na polimerização por banho de água. De acordo com **DIXON²² et.al. (1992)**, o monômero residual das resinas acrílicas poderia afetar a absorção de água e a expansão da mesma. Na polimerização por energia de microondas, por ser um método de elevação rápida de temperatura, o nível de monômero residual pode ser mais alto do que em ciclo lento, levando mais tempo para eliminá-lo, considerando-se também, que por não ter um controle da temperatura, a contração de polimerização é maior, em concordância com **(PEYTON⁴⁷, 1943; STAFFORD⁶⁵, 1980)**. Analisando a Tabela 7 e o Gráfico 4 e comparando com a Tabela 6, nota-se que houve diferença significativa e maior na polimerização por energia de microondas em ambiente, sendo assim, a resina levou mais tempo para sorver água e essa sorção foi lenta, provavelmente, por eliminar o monômero residual lentamente.

Ao analisar, agora a Tabela 5 e o Gráfico 2, os resultados foram contrários aos encontrados acima. A polimerização por banho de água mostrou média maior quando submetida à pressão de 40 Lbs., à 90°C por 60 minutos. Fato esse, que leva a considerar que, com o processo lento de polimerização, o nível de monômero residual e a contração da resina após a polimerização sejam menores, com o aumento lento, gradual e controlado da temperatura. Pode existir, ainda, uma melhor acomodação das macromoléculas preservando os espaços entre as cadeias moleculares. Ao receberem um aumento de temperatura e pressão, as macromoléculas dos polímeros formados apresentam maior mobilidade, fazendo com que as tensões intermoleculares sejam liberadas, aumentando os espaços entre si, o que facilita o processo de difusão das moléculas de água, sorvendo mais

rápido, resultados similares aos trabalhos de **BOLT**¹¹ (1956), **VARGAS**⁷² (1977) e **PHILLIPS**⁴⁹ (1984).

Os dados presentes na Tabela 8 e no Gráfico 5 mostram que não houve diferença significativa quando analisados o banho de água em sorção ambiente e microondas em pressão de 40 Lbs., que leva a crer que o método de polimerização submetido a um aumento de pressão de 40 Lbs., após a sua polimerização, sorve água tão bem quanto o grupo controle. Esses resultados estão coerentes aos encontrados por **FRAGA**²⁵ (1998) e **NADIM**⁴⁴ (1999), o que supõe que o tratamento proposto por este experimento, poderá ser utilizado com o intuito de diminuir o tempo de sorção, aumentando assim a adaptação das bases de próteses. Embora se saiba que a água absorvida pelas amostras sob pressão ocupa os espaços intersticiais, resta comprovar se essa absorção é total ou somente superficial, através da análise da perda de água, calculado, subtraindo-se o peso final do peso inicial e dividindo pela área superficial.

Durante os testes, percebe-se que as amostras que permaneceram em água e em estufa à 37°C não perderam água. Observando as Tabelas 9, 10, 11, 12 e os Gráficos 6, 7, 8 e 9, verifica-se que as amostras, quando levadas a estufa seca após o tratamento e teste de absorção, perdem a água existente por aumento da temperatura, desidratando toda a peça que, conseqüentemente, perde peso. Os resultados negativos existentes tanto nas tabelas quanto nos gráficos, significam que os corpos de prova perderam água durante o experimento, concordando com **ANUSAVICE**⁵ (1996) que afirma ser a absorção um processo reversível, quando a resina é retirada do ambiente úmido.

Ao analisar o tratamento de perda de água nas amostras levadas à estufa à 37°C dentro da água, percebe-se que as mesmas continuaram ganhando peso, sugerindo que não perderam água e que a absorção não foi superficial e desorganizada. Concorde-se com **BEAVAN & EARNSHAW¹⁰ (1969)**, que reconhecem que o aumento do período de armazenagem em água tende a aumentar o seu índice de absorção até o estágio de saturação. Provavelmente, as amostras do presente experimento não atingiram total saturação, quando imersas em água com diferente valor de pressão e temperatura, para o processo de absorção e, quando colocadas em água e estufa à 37°C para o teste de perda de água, continuam ganhando água até a total saturação.

A redução do tempo necessário para a sorção de água pela resina pode ser um fator altamente positivo no processo de adaptação do paciente à prótese total instalada, uma vez que, após a sorção, ocorre um aumento na adaptabilidade da prótese (**RIZZATTI-BARBOSA⁵⁵, 1995**). Neste trabalho, verifica-se que pode ocorrer um ganho de tempo para que se complete o índice de sorção de água adequado e tão eficiente quanto o controle de 30 dias, e que esse ganho de água, quando se coloca a prótese em um aumento de pressão e de temperatura, continua estável após a sua colocação em ambiente úmido.

Componentes químicos diferenciados como co-polímeros (**STAFFORD⁶⁵, 1980**), fibra de vidro (**MIETTINEN⁴³, et.al., 1997**), e agentes de ligação cruzada (**ARIMA⁶, et.al., 1996**; **JAGGER & HUGGET³³, 1990**), têm sido adicionados à fórmula das resinas na tentativa de aprimorar as propriedades físicas da resina polimerizada. **JAGGER & HUGGET³³ (1990)** observaram que amostras feitas com agentes de ligação cruzada apresentaram maior índice de sorção de água.

Neste experimento, embora se tenha observado que a resina ganhe peso e, portanto, absorva água quando submetida a um aumento de pressão e que esse ganho de água permanece estável, acredita-se que outros experimentos, no sentido de analisar clinicamente esses achados, devam ser realizados.

7. CONCLUSÃO

7 - CONCLUSÃO

De acordo com os resultados obtidos e nas condições em que foi realizado este experimento, pode-se concluir que:

1. Os grupos que apresentaram maior sorção de água foram: a) polimerização com banho de água à $73 \pm 1^{\circ}\text{C}$ por 9 horas, quando submetido ao tratamento de pressão de 40 Lbs., à temperatura de 90°C e um tempo de uma hora; b) o de polimerização por energia de microondas que permaneceu em pressão ambiente e temperatura de 37°C por 30 dias.
2. Quando submetidas ao tratamento de estufa seca à 37°C , as amostras perderam água; as amostras mantidas em estufa à 37°C e dentro da água, continuaram ganhando e não perderam peso. O método de polimerização por energia de microondas e com pressão de 40 Lbs., obteve o mesmo resultado que o método de polimerização por banho de água imerso em água por 30 dias a pressão ambiente, o que torna favorável a redução de tempo proposto pelo presente experimento.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS*

- 1- AL DOORI, D. *et. al.*, A comparison of denture base acrylic resins polymerised by microwave irradiation and by conventional water bath curing systems. **Dent. Mater.** , Washington, v.4, p.25-32, 1988.
- 2- AL-HANBALI, E., KELLEWAY, J. P., HOWLETT, J. A., Acrylic denture distortion following double processing with microwaves or heat. **J. Dent.**, Great-Britain, v. 19, n.3, p.176-180, Mar. 1991.
- 3- AL-MULLA, M.B. *et.al.* Effect of water and artificial saliva on mechanical properties of some denture-base materials. **Dent. Mater.**, Washington, v. 5, n.6, p.399-402, 1989.
- 4- ANTHONY, O H.; PEYTON, F.A Dimensional accuracy of of various denture-base material . **J. Prosth. Dent.**, St. Louis, v.12, n.1, p.67-81, Jan/Feb 1962.
- 5- ANUSAVICE, K. J., *et.al.*, **Phillips' Science of Dental Materials**, 10 ed., W. B. Saunders Company, Philadelphia, 1996. p 237-299.
- 6- ARIMA, T. *et. al.* The effects of cross-liking agents on the water sorption and solubility characteristics of denture base resin. **J. Oral Rehabil.**, Oxford., v.23, n.7, p.476-480, Jul 1996.

*De acordo com a NBR 6023, da Associação Brasileira de Normas Técnicas (ABNT), de 1989.

- 7- BARBER, R.; Preliminary tests of some of the newer denture material. **J. Am. Dent. Ass.** Chicago, v.12, p. 1969-1985. Nov. 1934.
- 8- BARSBY, M.J. A denture base resin with low water absorption. **J. Dent.** V.20, n.4. p.240-244., Aug.1992.
- 9- BEAR, **J. Dynamic Of Fluids In Porous Media.**: American Elsevier, New York,, 1972, 764 p. (Enviroment Science Series).
- 10- BEVAN, E.M.; EARNSHAW, W.R. The role of water sorption in solvent crazing of acrylic resins. Part II. **Aust. Dent. J.**, St. Leonards, v.14, n.3, p,190-196, June 1969
- 11- BOLT, G.H. 6, **Physico-Chemical Analysis Of The Compressibility Of Pure Clays.** Geotechnique Londres, 1956 , p.86.
- 12- BRADEN, M. The absorption of water by acrylic resins and other material. **J. Prost. Dent.**, St. Louis, v.14, n.12. p.307-312, Mar/Apr. 1964.
- 13- CAMPBELL, R.L. Effects of water sorption on retention of acrylic resin denture bases.**J. Am Dent. Ass.**, Chicago, v.52, n.4, p.448-454, Apr.1956.

- 14- CARRILHO, E., **Influência do método de polimerização, da espessura da base e da presença de dentes na adaptação de próteses totais superiores.** Piracicaba, 1999. 116 p. Tese (Mestrado em Clínica Odontológica). Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Universidade Estadual de Campinas.
- 15- CARVALHO, J. C. M. , Alterações dimensionais sofridas pela resina acrílica da base de aparelhos protéticos totais. **Rev. Fac. Odont. S. Paulo**, São Paulo, v. 10, n. 1, p. 127-132, Jan./Jun. 1972.
- 16- CAUL, H. J., SCHOONOVER, I. C., A method for determining the extent of acrylic resins and its applications for dentures. **J. Am. Dent. Ass.**, Washington, v.39, n. 1, p.1-9, July 1949.
- 17- CONCIL ON DENTAL MATERIALS AND DEVICES. Revised American Dental Association Specifications n.º 12 for denture base polymers. **J. Am. Dent. Ass.**, Chicago, v.90, n.4, p.451-458, Feb. 1975.
- 18- COSTA NETO, P.L. de O. **Estatística.** Editora Edgard Blücher Ltda, São Paulo, 1977. 264p.
- 19- CRAIG, R. G. *et.al.*, **Restorative Dental Materials**, 10 ed., Mosby, St. Louis, 1997. p 127-136.

- 20- CUCCI A. L *et. al.*, Water sorption, solubility, and bond strength of two autopolymerizing acrylic resins and one heat-polymerizing acrylic resin. **J. Prost. Dent.**, , v. 80, n.4, p. 434-438, Oct 1998.
- 21- DEL BEL CURY. A A. **Estudos In Vitro das Propriedades Físico-Química de Resinas Acrílicas Dentais Termopolimerizáveis, Quimicamente Ativadas e Curadas por Microondas.** Ribeirão Preto, 1992. 134p. (Tese Doutorado) – Faculdade de Odontologia da USP.
- 22- DIXON, D.L. *et. al.* Linear dimensional variability of three denture base resins after processing and in water storage. **J. Prosth. Dent.** St. Louis, v.68, n.1, p.196-200, Jul. 1992.
- 23- DOGAN, A. *et. al.* The effect of preparation condition of acrylic denture base materials on the level of residual monomer, machanical properties and water absortion. **J. Dent.** . Oxford, v.23, n.5, p.313-318, 1995.
- 24- EL HADARY, A.; DRUMMOND, J. L. . Comparative study of water sorption, solubility, and tensile bond strength of two soft lining materials. **J. Prost. Dent.**, v.83, n.3, p. 356-361, Mar 2000.

- 25- FRAGA, M. A., **Análise da sorção de água em amostras de resina acrílica ativada termicamente e submetidas a alterações de pressão, temperatura e tempo.** Piracicaba, 1998. 59p. Tese (Mestrado em Clínica Odontológica). Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Universidade Estadual de Campinas.
- 26- GOODKIND, R. J., SCHULTE, R. C., Dimensional accuracy of acrylic resin and conventional processing of cold-curing acrylic resin bases. **J. Prosth. Dent.**, St Louis, v.24, n.6, p.662-668, Dec. 1970.
- 27- GOTUSSO, M.; BRASSESCO, M.; BEIGELIS, A Sorption and heat-cured acrylic resins, chemically polished. **J. Dent. Res. Supl.** Washington, v.48, n.6, p.1072-1078, May 1969.
- 28- GRUNEWALD, A. H.; PAFFENBERG, G. C.; DICKSON, G. The effect of molding process on some properties of denture resins. **J. Am. Dent. Ass.**, Chicago, v.44, p. 269-283, Mar, 1952.
- 29- HARMAN, I. M. Effect of time and temperature on polymerization of methacrylate resin denture base. **J. Am. Dent. Ass.** Chicago, v.38, n.2, p.188-203. Fev. 1949.
- 30- HAYDEN, W., Flexural strength of microwave-cured denture baseplates. **General Dent.** , Chicago, v.3, p.367-369, Sep./Oct. 1986.

- 31- HOAGLIN, D.C.; MOSTELLER, F.; TUKEY, J.W. **Análise Exploratória de Dados**. Técnicas Robustas, Trad. Ed. Salamandra, Coleção Novas Tecnologias, Lisboa, 1991, 446p.
- 32- ILBAY, S. G., GÜVENER, S., ALKUMRU, H. N., Processing dentures using a microwave technique. **J. Oral Rehabil.** , Oxford, v.21, n.2, p.103-109, March 1994.
- 33- JAGGER, R. G. ; HUGGET, R. The effect of croos-linking os sorption properties of a denture base material. **Dent. Mat.**, Washington, v.6, n.4, p.276-278, Oct. 1990.
- 34- KIMBAL, H.D. Modern denture base materials, and, what to expert of them. **J. Am. Dent. Assoc.** Chicago, v.25, n.3, p.243-252, Feb. 1938.
- 35- KIMURA, H. et.al., Applications of Microwave for Dental Technique (Part I). Dough-forming and Curing of Acrylic Resins. **J. Osaka Univ. Dent. Sch.**, Osaka, v.23, p.43-49, Dec.1983.
- 36- KIMURA, H. et. al. Applications of Microwave for Dental Technique (Part 2). Adaptability of Cured Acrylic Resins. **J. Osaka Univ. Dent. Sch.**, Osaka, v.24, p.21-29, 1984.
- 37- KUTLE, A . **Methods Of Soil Analysis**. Ed. Hardcover, American Society of Agronomy, Madison , n. 5, 1986. 1188 p..

- 38- KUTLE, A . **Water Retention Laboratory Methods. Methods Of Solil Analysis.** Ed. Hardcover, American Society of Agronomy, Madison p.635-686. 1966.
- 39- LABELLA, R. *et. al.* Water absorption by denture base resins. **Arch Stomatol**, Napoli, Apr. V.31, n.2, p.297-306, 1990.
- 40- LEVIN, B., SANDERS, J. L., REITZ, P. V., The use of microwave energy for processing acrylic resins. **J. Prosth. Dent.** St Louis, v.61, n.3, p.381-383, Mar. 1989.
- 41- LOW, P.F. Movement and equilibrium of water soil sistems as affected by soil water forces. Highw. **Res. Board. Spec. Rept.**, Washington,v., n., p. 40, 1958.
- 42- McCracken, W. L. An evaluation of activated methyl methacrylate denture base materials. **J. Prosth. Dent.**, St Louis, v.2, n.1, p.68-83, Jan. 1952.
- 43- MIETTINEN, V.M.; VALLITTU, P.K.; DOCENT, D.T. Water sorption and solubility of glass fiber-reinforced denture polimethyl methacrylate resin. **J. Prosthet. Dent.** S. Louis, v.77, n.5, p.531-537, May, 1997.

- 44- NADIN, P. S., **Análise da movimentação dental em próteses totais superiores submetidas a sorção de água, frente a diferentes métodos de processamento e alterações na temperatura e pressão.** Piracicaba, 1999. 116p. Tese (Mestrado em Clínica Odontológica). Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Universidade Estadual de Campinas.
- 45- NISHII, M. Studies on the curing of denture base resins with microwave irradiation with particular reference to heat-curing resins **J. Osaka Dent. Univ.**, Osaka, v.2, p. 23-40, Feb 1968.
- 46- PEARSON, G.J.; LONGMAN C.M. Water sorption and solubility of resin-based materials following inadequate polymerization by a visible-light curing system. **J. Oral Rehabil.** Oxford, v.16, n.1, p.57-61, 1989.
- 47- PEYTON, F. A . Phisical and clinical characteristics of synthetic resins used in dentistry. **J. Am. Dent. Ass.** Chicago, v.30, n.15, p.1179-1189, Aug. 1943.
- 48- PEYTON, F. A ; MANN, W.R. Acrylic and acrylic-styrene resins their properties in relation to their uses as restorative materials. Part I. **J. Am. Dent. Ass.**, Chicago, v.29, n.15, p.1852-1864, Oct. 1942.

- 49- PHILLIPS, R. W. **Materiais Dentários de Skinner**, Trad. Dioracy Fonterrada Vieira. 8 ed., Interamericana, Rio de Janeiro, p. 122-154. 1984.
- 50- PIMENTEL-GOMES, F. **Curso de Estatística Experimental**. Livraria Nobel, 1987, 466 p.
- 51- PITTA, M. S. S.; **Análise das alterações oclusais ocorridas em próteses totais polimerizadas por banho de água aquecida e energia de microondas, antes e após o polimento**. Piracicaba, 1997. Tese de Mestrado – Faculdade Odontologia de Piracicaba, Universidade de Campinas.
- 52- POLYZOIS, G.L., HANDELEY, R. W., STAFFORD, G. D., Repair strength of denture base resins using various methods. **Eur. J. Prosthodont. Rest. Dent.** , Great-Britain, v.3, n.4, p.183-186, 1995.
- 53- REITZ, P. V., SANDERS, J. L., LEVIN, B., The curing of denture acrylic resins by microwave energy. Physical properties. **Quintessence Int.** , Berlin, v.16, n.8, p.547-551, Aug. 1985.
- 54- RIZZATTI-BARBOSA, C. M. **Influência do processamento, do polimento e da sorção de água das resinas acrílicas, na desadaptação do bordo posterior de próteses totais superiores polimerizadas com energia de microondas**. Piracicaba, 2000. Tese de Livre-Docência – Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Universidade Estadual de Campinas.

- 55- RIZZATTI-BARBOSA, C. M.; DEL BEL CURY, A. A. ; PANZERI, H.
Influência da sorção de água e do processo de polimerização por
energia de microondas na adaptabilidade de próteses totais. **Revta.
Fac. Odont. Univ. S. Paulo**, São Paulo, v.9, n.3, p.197-206, Jul/Set.
1995.
- 56- RUNKE, L.A. ; CONSANI, S.; STOLF, W.L. Resinas acrílicas. Influência
do isolante na absorção de água e solubilidade. **Boletim de Materiais
Dentários**, Piracicaba, v.1, n.1, p.30-45, Jul/Dez 1969.
- 57- SALIM, S., SADAMORI, S., HAMADA, T., The dimensional accuracy
of rectangular acrylic resin specimens cured three denture base
processing methods. **J. Prosth. Dent.** , St Louis, v.67, n.6, p.879-
881, June 1992.
- 58- SANDERS, J. L., LEVIN, B., REITZ, P. V., Comparison of the adaptation
of acrylic resin cured by microwave energy and conventional water
bath. **Quintessence Int.** , Berlin, v.22, n.3, p.181-186, 1991.
- 59- SCHOONOVER I.C.; SWEENEY, W.T. Some properties of two types of
resins used for dentures. **J. Am. Dent. Ass.** , Chicago, v.25, n.23,
p.1487-1500, Sep. 1938.
- 60- SHLOSBERG, S. R., GOODACRE, C. J., et.al., Microwave energy
polymerization of poly(methyl methacrylate) denture base resin. **Int.
J. Prosth.**, Illinois, v.2, n.5, p.453-458, 1989.

- 61- SKINNER, E.W. Acrylic resins: na appraisal of their use in dentistry. **J. Am. Dent. Ass.** Chicago, v.39, n.3, p.261-268, Sept. 1949.
- 62- SKINNER, E.W.; CHUNG, P. The effect of surface contact in the retention of denture. **J. Prosth. Dent.** St, Louis, v.1, n.3, p.229-235, May, 1951.
- 63- SKINNER, E. W.; COOPER, E.N. Physical properties of denture resins. Part I. Curing, shrinkage and water sorption. **J. Am. Dent. Ass.**, Chicago, v.30, n.23, p.1845-1852. Dec. 1943.
- 64- SOUTO SILVEIRA, E.B. **Thoughts Concerning The Applicability Of The Theory Of Elasticity To Soil, Proceed.** Third Panamerican Conference on Soil Mech. And Found Engin., Caracas, 1967; apud VARGAS, M. **Introdução à mecânica dos solos.** McGraw-Hill do Brasil, ed. USP, São Paulo, 1997, p. .
- 65- STAFFORD, G.D. et. al. A Review of the properties of some denture base polymers. **J. Dent.** , Oxford, v.8, n.4, p.292-306, Dec. 1980.
- 66- STELL, R.G.D. & TORRIE, J.H. **Principles and Procedures of Statistics – With Special Reference to the Biological Sciences.** McGraw-Hill, New York, 1960, 481p.
- 67- SWEENEY, W.T. Denture base material: acrylic resins. **J. Am. Dent. Ass.**, Chicago, v.26, n.11, p.1863-1873. Nov. 1939.

- 68- SWEENEY, W.T.; PAFFENBARGER, G.C.; BEAL., J.R.; Acrylic resins for dentures. **J. Am. Dent. Ass.**, Chicago, v.29, n.1, p.7-13, Jan, 1942.
- 69- TAKAMATA, T. *et. al.* Adaptation of acrylic resin dentures as influenced by the activation mode of polimerization. **J. Am. Dent. Ass.**, Chicago, v. 119, n. 2, p. 271-276, Aug 1989.
- 70- TAYLOR, P.B.; Acrylic resins: their manipulation. **J. Am. Dent. Ass.**, Chicago, v.28, n.3, p.373-387, Mar. 1941.
- 71- TRUONG, V. T. *et. al.* Comparison of denture acrylic resins cured by boiling water and microwave energy. **Aust. Dent. J.**, Sydney, v. 33, n.3, p.201-204, Jun. 1988.
- 72- VARGAS, M. **Introdução à Mecânica dos Solos**. McGraw-Hill/Ed. USP, São Paulo. 1977. 509p.
- 73- VIEIRA, S. **Introdução à Bioestatística**. Editora Campus Ltda., Rio de Janeiro, 1989, 294 p.
- 74- WALLACE, P. W., GRASER, G. N., *et.al.*, Dimensional accuracy of denture resin cured by microwave energy. **J. Prosth. Dent.** , St Louis, v.66, n.3, p.403-409, Sept. 1991.

- 75- WOELFEL, J. B., PAFFENBARGER, G.C.; SWEENEY, W.T.
Dimensional changes occurring in dentures curing processing . **J. Am. Dent. Ass.**, Chicago, v. 26, n. 4, p. 413-430, Oct. 1960.
- 76- WOELFEL, J. B., Processing Complete Dentures. **Dental Clinics of North America**, Ohio, v.21, n.2, p.329-338, April 1977.
- 77- WOELFEL, J.B.; PAFFENBARGER, G.C.; SWEENEY, W.T. Changes in denture during storage in water and service. **J. Am. Dent. Ass.** , Chicago, v.62, n.6, p.643-657, June. 1961.
- 78- WONG D. M. *et. al.* Effect of processing method on the dimensional accuracy and water sorption of acrylic resin dentures. **J Prosthet Dent**, 1999 Mar, 81:3, 300-4
- 79- ZANETTI, G. R., **Influência da fase de prensagem da resina acrílica e material de inclusão sobre as distâncias entre os dentes em próteses totais polimerizadas por energia de microondas.** Piracicaba, 1999. P. 130. Tese (Mestrado em Clínica Odontológica). Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Universidade Estadual de Campinas.

ANEXOS

ANEXOS

1- METODOLOGIA ESTATÍSTICA INICIAL

O modelo matemático da análise da variância, para as variável Sorção, foi o do delineamento inteiramente ao acaso, no esquema fatorial (PIMENTEL GOMES⁵⁰, 1987, STEEL & TORRIE⁶⁶, 1960), cuja expressão é a seguinte:

$$y_{ijk} = m + P_i + S_j + (PS)_{ij} + e_{ijk}$$

onde:

- y_{ijk} = valor observado referente à k-ésima repetição (amostra), da i-ésima Polimerização, no j-ésimo tipo de Sorção;
- m = fator fixo, estimado pela média geral;
- P_i = efeito da i-ésima Polimerização;
- S_j = efeito do j-ésimo tipo de Sorção;
- $(PS)_{ij}$ = efeito da interação da i-ésima Polimerização com o j-ésimo tipo de Sorção;
- e_{ijk} = erro aleatório (variação do acaso sobre as observações da k-ésima repetição, da i-ésima Polimerização, no j-ésimo tipo de Sorção), supostos homocedásticos, independentes e normalmente distribuídos.

O esquema de análise da variância e teste F para esta variável foi o seguinte:

Causas da Variação	G.L.	S.Q.	Q.M.	F
Polimerização	1	SQ	QM	QM Polimerização/QM
		Polimerização	Polimerização	Resíduo
Sorção	1	SQ Sorção	QM Sorção	QM Sorção/QM Resíduo
Polim.×Sorção	1	SQ	QM	QM Polim.×Sorção/QM
		Polim.×Sorção	Polim.×Sorção	Resíduo
Resíduo	76	SQ Resíduo	QM Resíduo	
Total	79	SQ Total		

O modelo matemático da análise da variância, para as variável Perda de água (Segunda fase do experimento), foi o do delineamento inteiramente ao acaso, no esquema fatorial, com três fatores, cuja expressão é a seguinte:

$$y_{ijkl} = m + P_i + S_j + D_k + (PS)_{ij} + (PD)_{ik} + (SD)_{jk} + (PSD)_{ijk} + e_{ijkl}$$

onde:

y_{ijkl} = valor observado referente à l-ésima repetição (amostra), da i-ésima Polimerização, do j-ésimo tipo de Sorção e do k-ésimo tipo de Perda de água;

m = fator fixo, estimado pela média geral;

P_i = efeito da i-ésima Polimerização;

S_j = efeito do j-ésimo tipo de Sorção;

D_k = efeito do k-ésimo tipo de Perda de água;

$(PS)_{ij}$ = efeito da interação da i-ésima Polimerização com o j-ésimo tipo de Sorção;

$(PD)_{ik}$ = efeito da interação da i-ésima Polimerização com o k-ésimo tipo de Perda de água;

$(SD)_{jk}$ = efeito da interação do j-ésimo tipo de Sorção com o k-ésimo tipo de Perda de água;

$(PSD)_{ijk}$ = efeito da interação tripla;

e_{ijkl} = erro aleatório (variação do acaso sobre as observações da l-ésima repetição, da i-ésima Polimerização, do j-ésimo tipo de Sorção e k-ésimo tipo de Perda de água), supostos homocedásticos, independentes e normalmente distribuídos.

O esquema de análise da variância e teste F para esta variável foi o seguinte:

Causas da Variação	G.L.	S.Q.	Q.M.	F
Polimerização	1	SQ	QM	QM Polimerização/QM Resíduo
Sorção	1	SQ Sorção	QM Sorção	QM Sorção/QM Resíduo
Perda de água	1	SQ Perda de água	QM Perda de água	QM Perda de água /QM Resíduo
Polim.×Sorção	1	SQ	QM	QM Polim.×Sorção/QM Resíduo
		Polim.×Sorção	Polim.×Sorção	
Polim.×Perda de água	1	SQ Polim.×Perda de água	QM	QM Polim.×Perda de água/QM Resíduo
			Polim.×Perda de água	
Sorção×Perda de água	1	SQ	QM	QM Sorção×Perda de água/QM Resíduo
		Sorção×Perda de água	Sorção×Perda de água	
Pol.×Sor.×Dis.	1	SQ	QM	QM Pol.×Sor.×Dis./QM Resíduo
		Pol.×Sor.×Dis.	Pol.×Sor.×Dis.	
Resíduo	73	SQ Resíduo	QM Resíduo	
Total	79	SQ Total		

onde as SQ (somas de quadrados) e QM (quadrados médios) podem ser obtidos em literatura da área.

A razão QM de Causas de Variação/QM Resíduo testa as hipóteses:

H_0 : não existe diferença entre as médias das Polimerização (QM Polimerização/QM Resíduo);

H_0 : não existe diferença entre as médias dos tipos Sorção (QM Sorção/QM Resíduo);

H_0 : não existe diferença entre as médias dos tipos de Perda de água (QM Perda de água/QM Resíduo);

H_0 : não existe diferença entre as médias da interação de Polimerização com tipos de Sorção (QM Polim. \times Sorção/QM Resíduo);

H_0 : não existe diferença entre as médias da interação de Polimerização com tipos de Perda de água (QM Polim. \times Perda de água/QM Resíduo);

H_0 : não existe diferença entre as médias da interação de tipos de Sorção com tipos de Perda de água (QM Sorção \times Perda de água/QM Resíduo);

H_0 : não existe diferença entre as médias da interação tripla (QM Pol. \times Sor. \times Dis./QM Resíduo)

Considerou-se como nível mínimo para rejeição dessas hipóteses 5%, ou seja, sempre que o valor da probabilidade do teste F for menor ou igual a 0,05 ($\alpha \leq 0,05$), rejeita-se a hipótese de nulidade, isto é, aceita-se que existe diferença significativa entre pelo menos duas médias de tratamentos (Polimerização, tipos de Sorção, tipos de Perda de água, ou a interação destes), e procede-se então ao detalhamento da análise.

Dado que os fator estudados são qualitativos e que apresentas apenas dois níveis cada (por exemplo, polimerização BANHO DE ÁGUA e MICROONDAS), não existe necessidade de detalhar a análise com outro teste além do F, pois este já detecta diferença significativa, ou não, entre duas

médias, isto é, ele já é conclusivo. Porém, sempre que uma interação foi significativa, detalhou-se a análise de variância através do desdobramento de um fator dentro do outro (por exemplo, Polimerização dentro de tipos de Sorção), considerando-se, também, um nível mínimo para rejeição das hipóteses de 5%.

2- ANÁLISE EXPLORATÓRIA DOS DADOS

Para que os modelos de análise descritos tenham validade e os testes tenham poder, são necessárias serem satisfeitas as pressuposições:

- homogeneidade de variâncias, ou seja, só podem ser comparados tratamentos com variâncias homogêneas entre si;
- independência dos erros;
- erros com distribuição normal (ou aproximadamente normal).

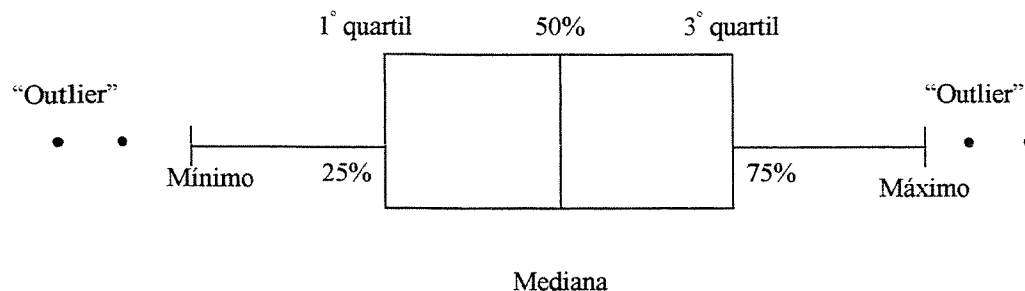
Para testar essas pressuposições procedeu-se à análise exploratória de dados (HOAGLIN³¹ et.al., 1991), através de:

- **Teste de homogeneidade de variâncias:** utilizou-se o teste do F_{\max} , que consiste em obter a razão entre a maior e a menor variância de tratamentos (para cada variável) e compará-la com um valor tabelado:

$$F_{\max} = \frac{S_{\max}^2}{S_{\min}^2} \sim F_{(k_{trat.}; v-1_{rep.})}$$

Se o valor obtido for maior que o tabelado, rejeita-se a hipótese de que as variâncias de tratamentos são homogêneas, havendo necessidade de se estudar se essa heterogeneidade pode ser eliminada com uma transformação dos dados ou não. Se o valor obtido for menor que o tabelado, não se rejeita a hipótese de homogeneidade de variâncias.

- **Análise gráfica dos resíduos:** consiste em plotar num diagrama de dispersão os valores estimados pelo modelo da análise da variância *versus* os resíduos padronizados (erro referente a cada observação dividido pelo desvio padrão amostral). A forma desse gráfico permite a detecção de falta de independência e existência de heterogeneidade regular (que pode ser eliminada através do uso de uma transformação adequada) ou irregular (que não permite transformação). O intervalo dos resíduos padronizados detecta se há algum(uns) valor(es) desviando-se da normalidade. Consideram-se normalmente distribuídos os resíduos que estiverem no intervalo de -3 a 3.
- **Diagrama de “ramos e folhas”:** ordenação dos dados de forma programada para mostrar sua distribuição aproximada, dispersão, assimetria, curtose, agrupamento de valores e, principalmente, detecção de “outliers” (dados discrepantes) e sua localização espacial, alertando para possíveis problemas não notados durante o experimento (p.e., material estranho ao experimento em algum tipo de Sorção).
- **Gráfico “box-plot”:** resume as principais estatísticas do conjunto de dados com a principal finalidade de verificar sua distribuição, sistematização de posição dos tratamentos nas variáveis e prováveis “outliers”. Um gráfico de “box-plot”, na forma abaixo, mostra as seguintes estatísticas:



"Outliers": valores iguais a $1^\circ \text{ quartil} - 1,5(3^\circ \text{ quartil} - 1^\circ \text{ quartil})$ OU
OU $3^\circ \text{ quartil} + 1,5(3^\circ \text{ quartil} - 1^\circ \text{ quartil})$

3- RESULTADOS DA ANÁLISE EXPLORATÓRIA DOS DADOS

Os valores calculados para o teste de homogeneidade de variâncias, $F_{\text{máx}}$ (21,69, e 25,82, para Sorção e Perda de água, respectivamente) foram significativos a 1% para ambas as variáveis, mostrando que existe heterogeneidade de variâncias para as duas variáveis.

O Gráfico 10 mostra a análise gráfica de resíduos para as variáveis Sorção e Perda de água. Nota-se, claramente, que existe uma heterogeneidade de variâncias para as duas variáveis, e que esta heterogeneidade é irregular (não permitindo transformação), pois existe a formação de grupos (lacuna entre os dados). O estudo com "Box-plots" pode ser útil para identificar qual o fator que está causando a heterogeneidade.

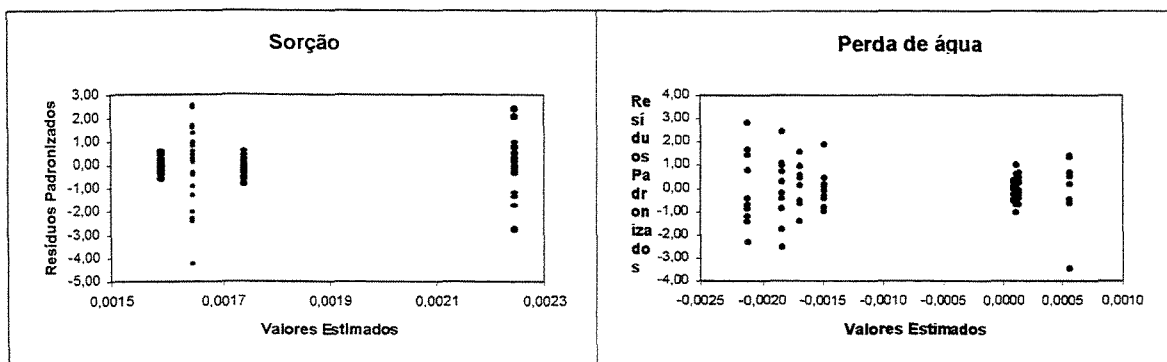


Gráfico10 - Análise gráfica dos resíduos para as variáveis Sorção e Perda de água.

A observação do Gráfico 11, contendo os diagramas de ramos e folhas para as variáveis Sorção e Perda de água, permite visualizar a presença de apenas três “outliers” para Sorção (1 “outlier” para menor: na polimerização com BANHO DE ÁGUA e no tipo de Sorção AMBIENTE; e 2 “outliers” para maior: ambos na polimerização por MICROONDAS e no tipo de Sorção AMBIENTE), e nenhum para Perda de água. Porém, não se visualiza uma boa simetria dos dados em ambas as variáveis, parecendo haver a formação de dois grupos, com médias e variâncias muito distintas, indicando problemas nas pressuposições da análise da variância. Contudo, a observação dos diagramas de ramos e folhas para os resíduos padronizados permite afirmar que estes tem distribuição aproximadamente normal (diagramas simétricos), apesar da ocorrência de vários “outliers”.

<p>SORÇÃO: unid = 1E-5 1 2 representa 1.2E-4</p> <p>LO 95</p> <p>2 12 6 3 13 1 6 14 389 18 15 003566778889 34 16 1112334456688999 (19) 17 000123333357788899 27 18 000226 21 19 15 19 20 2445 15 21 15 22 0112479 8 23 125679</p> <p>HI 258,263</p>	<p>SORÇÃO: Resíduos Padronizados Unid = 0.1 1 2 representa 1.2</p> <p>LO -42,-27,-23,-20,-17,-13</p> <p>10 -1T 3229 10 -1* 11 -0o 7 12 -0S 5 17 -0F 55543 25 -0T 33222221 38 -0* 1111111000000 (7) 0* 0001112 35 0T 222222233334 22 0F 444455556 13 0S 7778 9 0o 89993 4 1* 4 1T 6</p> <p>HI 16,20,24,25</p> <p>* : dígitos secundários 0 1 T : dígitos secundários 2 3 F : dígitos secundários 4 5 S : dígitos secundários 6 7 o : dígitos secundários 8 9</p>
<p>PERDA DE ÁGUA: unid = 1E-4 1 2 representa 1.2E-3</p> <p>8 -2* 32211100 34 - 1o 9999888877777766665555 40 -1* 444443 40 -0o 40 -0* 000000 34 0* 000000111111111111112 9 0o 55556666</p> <p>* : dígitos secundários 0 1 2 3 4 o : dígitos secundários 5 6 7 8 9</p>	<p>PERDA DE ÁGUA: Resíduos Padronizados Unid = 0.1 1 2 representa 1.2</p> <p>LO -34,-25,-23</p> <p>4 -1o 7 8 -1* 4310 22 -0o 9887666666555 39 -0* 4444433221110000 (21) 0* 0001112222222333444 20 0o 556667789 11 1* 000344 5 1o 569</p> <p>HI 24,28</p> <p>* : dígitos secundários 0 1 2 3 4 o : dígitos secundários 5 6 7 8 9</p>

Gráfico 11 - Diagrama de Ramos e Folhas para as observações originais e os resíduos padronizados das variáveis Sorção e Perda de água.

O Gráfico 12 apresenta os “Box-plots” para as variáveis Sorção e Perda de água em função dos fatores estudados. Nesta, nota-se, que os tipos de Sorção são responsáveis pela heterogeneidade de variâncias para a variável Sorção, e que os tipos de Perda de água ocasionam a heterogeneidade de variâncias na variável Sorção.

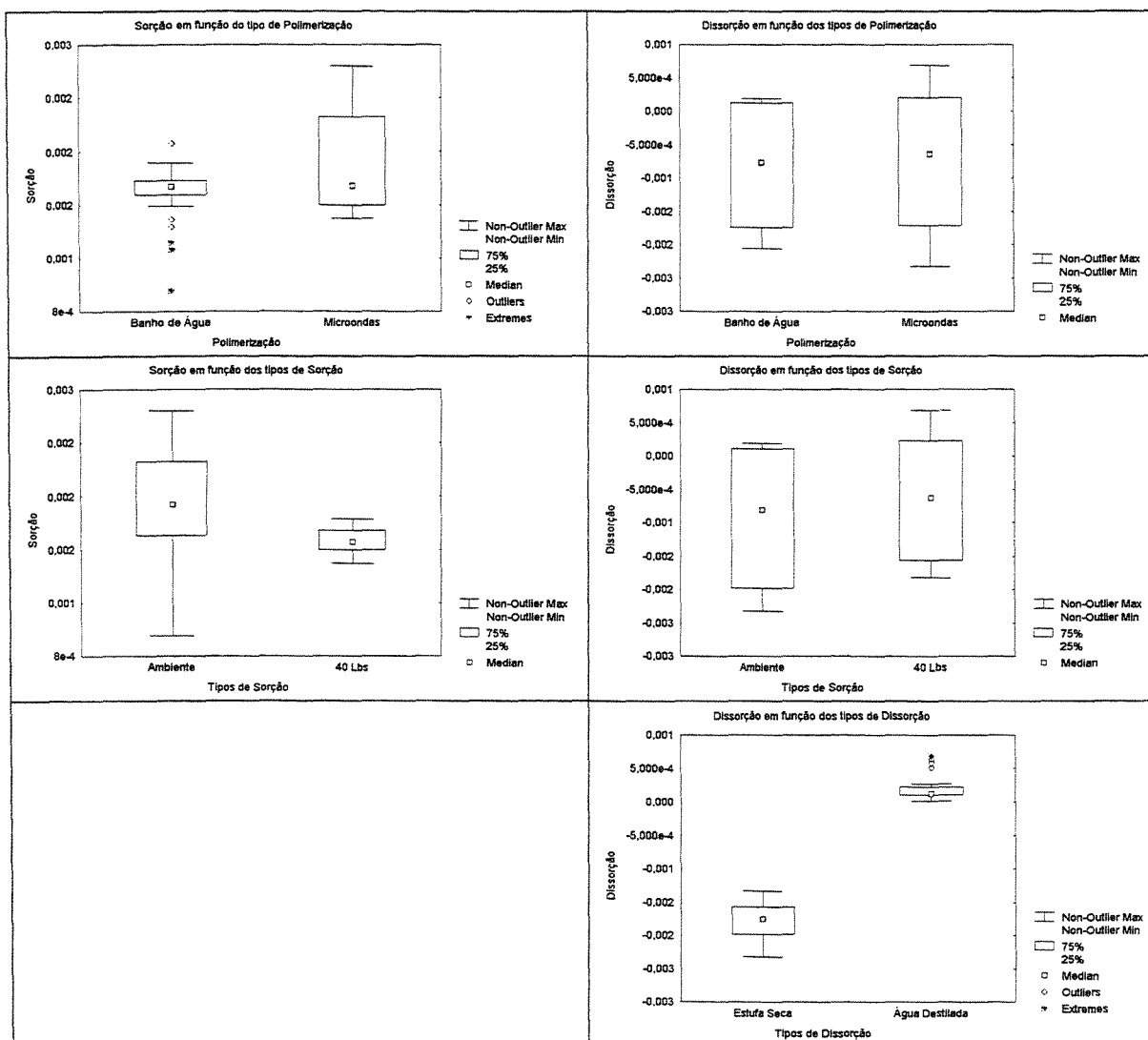


Gráfico 12 – “Box-plots” para as variáveis Sorção e Perda de água em função dos fatores estudados.

Devido ao descrito anteriormente, a análise de variância fica impossibilitada, e então, optou-se por efetuar a análise utilizando teste “t” para comparação de médias, já que os fatores eram formados por apenas dois níveis.

4- Média dos grupos

$$\text{Média de sorção} = \frac{\text{peso final} - \text{peso inicial}}{\text{Área superficial (19,63)}}$$

Grupo I – Polimerização - banho de água à 73°C por 9 hs.

Sorção - água à 37°C por 30 dias

Perda de água – estufa seca à 37°C

Tabela 13 – Médias de peso, de sorção (mg/cm²) e porcentagem de ganho e perda de peso

Tratamento	Média de peso	Média de sorção	% de perda
Desinclusão	1,66544	-	-
Dessecador	1,63587	-	-
Peso inicial após sorção	1,66838	1,585045	1,66838 %
Peso final	1,63216	-0,00185	-2,17097%

Grupo II - Polimerização - banho de água à 73°C por 9 hs.

Sorção - sob pressão de 40 Lbs., tempo 60 min., temp. de 90°C

Perda de água – estufa à seca 37°C

Tabela 14 - Médias de peso, de sorção (mg/cm²) e porcentagem de ganho e perda de peso

Tratamento	Média de peso	Média de sorção	% de perda
Desinclusão	1,78662	-	-
Dessecador	1,76928	-	-
Peso inicial após sorção	1,80373	1,713599	1,80373%
Peso final	1,77139	-0,00165	-1,79295%

Grupo III – Polimerização - banho de água à 73°C por 9 hs.

Sorção - água à 37°C por 30 dias

Perda de água – Água destilada dentro da estufa seca à 37°C

Tabela 15 - Médias de peso, de sorção (mg/cm²) e porcentagem de ganho e perda de peso

Tratamento	Média de peso	Média de sorção	% de perda
Desinclusão	1,63441	-	-
Dessecador	1,60742	-	-
Peso inicial após sorção	1,6395	1,557614	1,6395 %
Peso final	1,64063	5,7565	0,06892345%

Grupo IV - Polimerização - banho de água à 73°C por 9 hs.

Sorção - sob pressão de 40 Lbs., tempo 60 min., temp. de 90°C

Perda de água – Água destilada dentro da estufa seca à 37°C

Tabela 16 - Médias de peso, de sorção (mg/cm²) e porcentagem de ganho e perda de peso

Tratamento	Média de peso	Média de sorção	% de perda
Desinclusão	1,63431	-	-
Dessecador	1,61684	-	-
Peso inicial após sorção	1,65061	1,568244	1,65061%
Peso final	1,65322	0,00013296	0,15812336%

Grupo V – Polimerização – Microondas 500W por 3 min.

Sorção - água à 37°C por 30 dias

Perda de água – estufa seca à 37°C

Tabela 17 - Médias de peso, de sorção (mg/cm^2) e porcentagem de ganho e perda de peso

Tratamento	Média de peso	Média de sorção	% de perda
Desinclusão	1,73744	-	-
Dessecador	1,725	-	-
Peso inicial após sorção	1,76741	1,679534	1,76741 %
Peso final	1,72574	-0,00212277	-2,35768724 %

Grupo VI- Polimerização – Microondas 500W por 3 min

Sorção - sob pressão de 40 Lbs., tempo 60 min., temp. de 90°C

Perda de água – estufa seca à 37°C

Tabela 18 - Médias de peso, de sorção (mg/cm^2) e porcentagem de ganho e perda de peso

Tratamento	Média de peso	Média de sorção	% de perda
Desinclusão	1,65913	-	-
Dessecador	1,62668	-	-
Peso inicial após sorção	1,65725	1,574383	1,65725 %
Peso final	1,62797	-0,00149159	-1,76678232 %

Grupo VII – Polimerização – Microondas 500W por 3 min

Sorção - água à 37°C por 30 dias

Perda de água – Água destilada dentro da estufa seca à 37°C

Tabela 19 - Médias de peso, de sorção (mg/cm²) e porcentagem de ganho e perda de peso

Tratamento	Média de peso	Média de sorção	% de perda
Desinclusão	1,76947	-	-
Dessecador	1,75683	-	-
Peso inicial após sorção	1,80253	1,713033	1,80253 %
Peso final	1,80433	9,1696	0,09985964 %

Grupo VIII - Polimerização – Microondas 500W por 3 min

Sorção - sob pressão de 40 Lbs., tempo 60 min., temp. de 90°C

Perda de água – Água destilada dentro da estufa seca à 37°C

Tabela 20- Médias de peso, de sorção (mg/cm²) e porcentagem de ganho e perda de peso

Tratamento	Média de peso	Média de sorção	% de perda
Desinclusão	1,81211	-	-
Dessecador	1,77775	-	-
Peso inicial após sorção	1,80966	1,719097	1,80966 %
Peso final	1,82072	0,00056342	0,61116453 %

5- Valores obtidos durante o experimento, após - a abertura da mufla (demuflagem), a retirada do dessecador, o teste de sorção de água e teste de perda de água.

Grupo I

Amos - tra	I	II	III	IV	V	VI	VII	VIII	IX	X
Demuf agem	1,7322	1,6697	1,5860	1,5893	1,6909	1,6353	1,8760	1,5117	1,7760	1,5873
Desse cador	1,7005	1,6396	1,5577	1,5597	1,6609	1,6064	1,8435	1,4858	1,7446	1,5600
Sorção	1,7340	1,6800	1,5835	1,5889	1,6962	1,6394	1,8785	1,5224	1,7822	1,5787
Perda de água	1,7032	1,6497	1,5558	1,5627	1,6676	1,6103	1,8464	1,4900	1,7512	1,5496
2º dia	1,7012	1,6449	1,5548	1,5581	1,6641	1,6066	1,8418	1,4887	1,7482	1,5475
3º dia	1,7018	1,6442	1,5544	1,5590	1,6647	1,6060	1,8414	1,4878	1,7483	1,5473
4º dia	1,6984	1,6424	1,5521	1,5555	1,6624	1,6045	1,8389	1,4863	1,7455	1,5444
5º dia	1,6984	1,6420	1,5519	1,5555	1,6619	1,6043	1,8382	1,4866	1,7451	1,5448
6º dia	1,6977	1,6413	1,5515	1,5547	1,6612	1,6038	1,8380	1,4864	1,7443	1,5450
7º dia	1,6975	1,6409	1,5514	1,5545	1,6612	1,6037	1,8381	1,4855	1,7446	1,5442

Grupo II

Amos - tra	I	II	III	IV	V	VI	VII	VIII	IX	X
Demuf lagem	1,6857	1,6784	1,7610	1,9560	1,8138	1,8853	1,6379	1,8602	1,8046	1,7833
Desse cador	1,6658	1,6620	1,7440	1,9361	1,7970	1,8660	1,6235	1,8430	1,7877	1,7677
Sorção	1,7002	1,6952	1,7790	1,9711	1,8318	1,9014	1,6552	1,8767	1,8231	1,8036
Perda de água	1,6704	1,6661	1,7480	1,9419	1,8001	1,8707	1,6267	1,8469	1,7911	1,7718
2º dia	1,6708	1,6655	1,7473	1,9415	1,8001	1,8708	1,6263	1,8460	1,7910	1,7716
3º dia	1,6694	1,6655	1,7469	1,9407	1,7990	1,8698	1,6262	1,8459	1,7908	1,7708
4º dia	1,6684	1,6639	1,7459	1,9389	1,7981	1,8682	1,6262	1,8454	1,7893	1,7698
5º dia	1,6676	1,6637	1,7456	1,9388	1,7979	1,8679	1,6250	1,8450	1,7893	1,7694
6º dia	1,6673	1,6636	1,7454	1,9386	1,7978	1,8675	1,6250	1,8446	1,7887	1,7682
7º dia	1,6672	1,6636	1,7447	1,9386	1,7975	1,8673	1,6246	1,8444	1,7980	1,7680

Grupo III

Amos - tra	I	II	III	IV	V	VI	VII	VIII	IX	X
Demuf lagem	1,6480	1,4705	1,6480	1,6887	1,7070	1,6890	1,8354	1,4305	1,5480	1,6790
Desse cador	1,6202	1,4458	1,6194	1,6593	1,6772	1,6609	1,8045	1,4158	1,5202	1,6509
Sorção	1,6534	1,4806	1,6546	1,6934	1,7122	1,6921	1,8326	1,4406	1,5534	1,6821
Perda de água	1,6534	1,4797	1,6544	1,6943	1,7111	1,6924	1,8333	1,4397	1,5534	1,6828
2º dia	1,6537	1,4800	1,6545	1,6944	1,7117	1,6925	1,8341	1,4410	1,5537	1,6835
3º dia	1,6535	1,4807	1,6556	1,6949	1,7118	1,6929	1,8342	1,4417	1,5535	1,6839
4º dia	1,6536	1,4811	1,6555	1,6949	1,7118	1,6928	1,8345	1,4421	1,5536	1,6838
5º dia	1,6537	1,4818	1,6563	1,6951	1,7119	1,6928	1,8356	1,4428	1,5537	1,6841
6º dia	1,6539	1,4820	1,6568	1,6967	1,7122	1,6928	1,8361	1,4430	1,5539	1,6842
7º dia	1,6544	1,4828	1,6571	1,6966	1,7126	1,6936	1,8264	1,4438	1,5544	1,6846

Grupo IV

Amos - tra	I	II	III	IV	V	VI	VII	VIII	IX	X
demuf lagem	1,5598	1,6711	1,5780	1,7605	1,6683	1,6971	1,7041	1,6123	1,4854	1,6065
Desse cador	1,5438	1,6546	1,5631	1,7431	1,6522	1,6813	1,6886	1,5973	1,4631	1,5813
Sorção	1,5761	1,6884	1,5972	1,7790	1,6863	1,7147	1,7226	1,6299	1,4972	1,6147
Perda de água	1,5775	1,6894	1,5980	1,7795	1,6873	1,7154	1,7240	1,6304	1,4980	1,6154
2° dia	1,5783	1,6903	1,5979	1,7801	1,6878	1,7165	1,7245	1,6310	1,4984	1,6155
3° dia	1,5788	1,6906	1,5979	1,7802	1,6873	1,7164	1,7252	1,6318	1,4989	1,6163
4° dia	1,5792	1,6909	1,5980	1,7803	1,6876	1,7165	1,7253	1,6321	1,4990	1,6165
5° dia	1,5792	1,6912	1,5985	1,7804	1,6877	1,7167	1,7253	1,6323	1,4995	1,6166
6° dia	1,5794	1,6912	1,5985	1,7809	1,6879	1,7169	1,7257	1,6324	1,4995	1,6167
7° dia	1,5799	1,6915	1,5987	1,7812	1,6882	1,7171	1,7260	1,6329	1,4997	1,6170

Grupo V

Amos - tra	I	II	III	IV	V	VI	VII	VIII	IX	X
Demuf lagem	1,9548	1,5653	1,7979	1,6722	1,7637	1,8222	1,7523	1,6781	1,7392	1,6287
Desse cador	1,9402	1,5565	1,7846	1,6607	1,7499	1,8099	1,7393	1,6661	1,7265	1,6163
Sorção	1,9864	1,5919	1,8292	1,7008	1,7950	1,8500	1,7863	1,7101	1,7697	1,6547
Perda de água	1,9474	1,5577	1,7893	1,6639	1,7549	1,8139	1,7439	1,6694	1,7302	1,6194
2º dia	1,9465	1,5575	1,7883	1,6634	1,7541	1,8130	1,7433	1,6695	1,7299	1,6189
3º dia	1,9447	1,5564	1,7870	1,6623	1,7527	1,8117	1,7418	1,6688	1,7286	1,6177
4º dia	1,9446	1,5559	1,7871	1,6614	1,7521	1,8116	1,7415	1,6681	1,7281	1,6174
5º dia	1,9446	1,5559	1,7863	1,6611	1,7519	1,8115	1,7412	1,6680	1,7277	1,6166
6º dia	1,9441	1,5554	1,7862	1,6608	1,7515	1,8111	1,7410	1,6675	1,7275	1,6163
7º dia	1,9436	1,5550	1,7856	1,6605	1,7510	1,8108	1,7408	1,6670	1,7273	1,6158

Grupo VI

Amos - tra	I	II	III	IV	V	VI	VII	VIII	IX	X
Demuf lagem	1,4625	1,7548	1,6910	1,6960	1,7958	1,7270	1,5095	1,6020	1,5937	1,7590
Desse cador	1,4344	1,7207	1,6543	1,6635	1,7620	1,6938	1,4811	1,5701	1,5612	1,7257
Sorção	1,4639	1,7521	1,6855	1,6942	1,7926	1,7263	1,5112	1,6009	1,5907	1,7551
Perda de água	1,4399	1,7259	1,6594	1,6673	1,7667	1,6982	1,4834	1,5740	1,5644	1,7290
2º dia	1,4395	1,7256	1,6592	1,6671	1,7662	1,6980	1,4834	1,5738	1,5644	1,7292
3º dia	1,4393	1,7253	1,6594	1,6664	1,7653	1,6973	1,4825	1,5737	1,5636	1,7284
4º dia	1,4386	1,7243	1,6582	1,6662	1,7653	1,6969	1,4824	1,5730	1,5634	1,7278
5º dia	1,4380	1,7242	1,6579	1,6659	1,7651	1,6964	1,4821	1,5729	1,5633	1,7277
6º dia	1,4379	1,7231	1,6568	1,6648	1,7643	1,6959	1,4814	1,5719	1,5625	1,7269
7º dia	1,4378	1,7227	1,6564	1,6644	1,7641	1,6954	1,4806	1,5709	1,5617	1,7257

Grupo VII

Amos - tra	I	II	III	IV	V	VI	VII	VIII	IX	X
demuf lagem	1,6634	1,7066	1,7739	1,9284	1,9174	1,9327	1,7982	1,7466	1,6479	1,5796
Desse cador	1,6520	1,6945	1,7605	1,9153	1,9044	1,9182	1,7856	1,7366	1,6367	1,5645
Sorção	1,6956	1,7380	1,8071	1,9618	1,9500	1,9689	1,7311	1,8884	1,6764	1,6080
Perda de água	1,6953	1,7373	1,8066	1,9612	1,9495	1,9679	1,7305	1,8880	1,6768	1,6083
2º dia	1,6956	1,7378	1,8067	1,9613	1,9497	1,9688	1,7312	1,8885	1,6768	1,6088
3º dia	1,6955	1,7380	1,8072	1,9626	1,9504	1,9694	1,7314	1,8889	1,6770	1,6090
4º dia	1,6956	1,7382	1,8073	1,9628	1,9508	1,9696	1,7322	1,8892	1,6774	1,6092
5º dia	1,6962	1,7382	1,8075	1,9630	1,9512	1,9703	1,7323	1,8897	1,6779	1,6092
6º dia	1,6966	1,7388	1,8077	1,9633	1,9515	1,9709	1,7329	1,8902	1,6785	1,6098
7º dia	1,6970	1,7390	1,8080	1,9636	1,9519	1,9712	1,7333	1,8906	1,6788	1,6099

Grupo VIII

Amos - tra	I	II	III	IV	V	VI	VII	VIII	IX	X
Demuf lagem	1,8342	1,7666	1,7684	1,7581	1,8584	1,9065	1,7784	1,8409	1,8560	1,7536
Desse cador	1,8004	1,7323	1,7352	1,7243	1,8249	1,8715	1,7446	1,8064	1,8220	1,7159
Sorção	1,8321	1,7644	1,7671	1,7560	1,8571	1,9045	1,7755	1,8385	1,8529	1,7485
Perda de água	1,8409	1,7747	1,7768	1,7662	1,8649	1,9121	1,7828	1,8477	1,8632	1,7495
2º dia	1,8421	1,7749	1,7774	1,7663	1,8658	1,9122	1,7836	1,8486	1,8644	1,7515
3º dia	1,8428	1,7750	1,7775	1,7667	1,8665	1,9129	1,7842	1,8489	1,8644	1,7519
4º dia	1,8436	1,7755	1,7778	1,7671	1,8673	1,9132	1,7845	1,8490	1,8651	1,7522
5º dia	1,8448	1,7758	1,7779	1,7676	1,8679	1,9139	1,7848	1,8495	1,8655	1,7534
6º dia	1,8451	1,7759	1,7779	1,7680	1,8683	1,9145	1,7853	1,8495	1,8659	1,7533
7º dia	1,8455	1,7763	1,7785	1,7682	1,8685	1,9148	1,7855	1,8499	1,8662	1,7538